

Aus der Prothetischen Abteilung der Klinik
für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten (Direktor: Professor Dr. F. Jung)
der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz

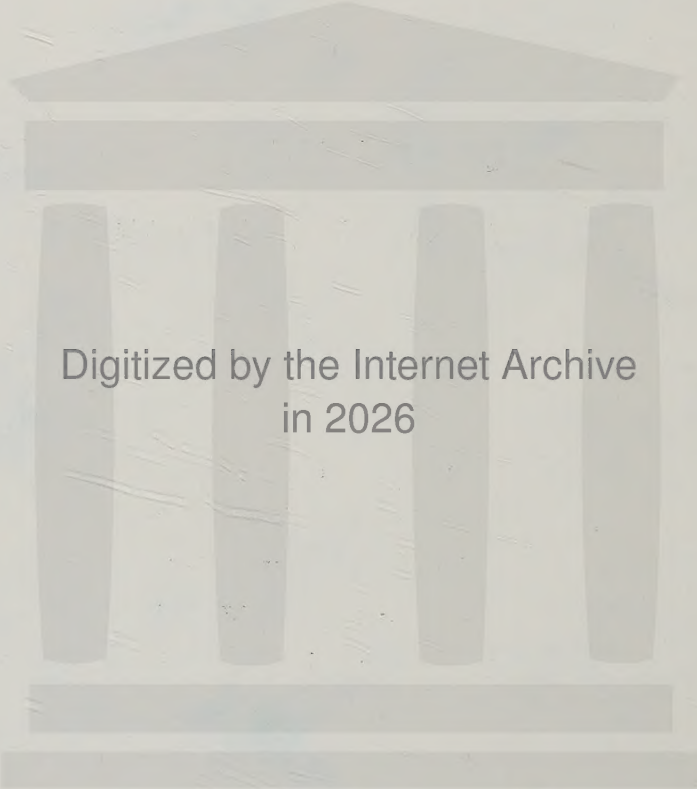
NACHUNTERSUCHUNGEN BEI PATIENTEN MIT GESTÜTZTEN TEILPROTHESEN

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Zahnmedizin
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johannes-Gutenberg-Universität
Mainz**

vorgelegt von
Traudel Heine
Zahnärztin aus Pirmasens

Mainz 1965

1966



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554405_0024

Aus der Prothetischen Abteilung der Klinik
für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten (Direktor: Professor Dr. F. Jung)
der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz

NACHUNTERSUCHUNGEN BEI PATIENTEN MIT GESTÜTZTEN TEILPROTHESEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Zahnmedizin
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johannes-Gutenberg-Universität
Mainz

vorgelegt von
Traudel Heine
Zahnärztin aus Pirmasens

Mainz 1965

Dekan: Prof. Dr. G. Korting

Referent: Prof. Dr. F. Jung

Tag der mündlichen Prüfung: 16. Februar 1966

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
Einleitung	1
Die Herstellung in einem Stück gegossener herausnehmbarer Teilprothesen	7
Eigene Untersuchungen:	
Aufgabe der Arbeit	10
Untersuchung der Kariesanfälligkeit unter Stütz- und Halteelementen	15
Diskussion	18
Untersuchung der Bruchgefährdung von Stütz- und Halteelementen	22
Diskussion	24
Untersuchung der Resorptionsbereitschaft des Prothesenlagers, der verursachten Parodontium- und Gingivaschäden und der Pfeilerlockerung	27
Diskussion	36
Statistische Auswertung	46
Vergleich mit anderen Nachuntersuchungen	58
Zusammenfassung	65
Schrifttum	68
Tabellen 1-13	
Lebenslauf	



Einleitung.

Aufgabe dieser Arbeit ist es, die in den Jahren 1953-1961 an unserer Klinik eingefügten abgestützten Teilprothesen zu prüfen und die daraus gewonnenen Ergebnisse auszuwerten.

Nachdem die in einem Stück, einschließlich der Auflagen und Halteelemente, gegossenen Prothesengerüste auch bei uns in erhöhtem Maße eingegliedert wurden, Erfahrungsberichte jedoch fehlten, ergab sich die Notwendigkeit einer Nachuntersuchung, um die Vor- und Nachteile gegenüber den bisher üblichen Teilprothesen festzustellen, von denen G.KORKHAUS²⁰ noch 1949 sagte: "Die Lösungsversuche der täglichen Praxis haben bei vielen kritisch eingestellten Zahnärzten ein Gefühl des Unbefriedigtseins hervorgerufen und auch im Kreise der Patienten erfreut sich die partielle Prothese vielfach keines guten Rufes. Der Haupteinwand, der gemacht wird, ist der, daß wohl vorübergehend Kaufunktion und Aussehen gebessert werden, daß aber andererseits mit der Einschaltung der partiellen Prothese ein zunehmender Verfall des geschwächten Restgebisses eingeleitet wird."

Die Gründe, die zu dieser weitverbreiteten Auffassung führten, beruhen auf klinischen Beobachtungen. Erhöhte Kariesanfälligkeit durch Speiseretention nach Verlust des Kontaktpunktes und des Klammerkontaktes, sowie Überbelastung des Restgebisses mit parodontalen Schäden und Reaktion des Alveolarknochens im Sinne einer Atrophie sind unausbleibliche Folgen der vertikalen Verlagerung gingival getragener Teilprothesen.

Wie FRANK und MARX (zit. nach F.JUNG¹²) an unserer Klinik feststellten, geht der ursprünglich gute Sitz rein gingival getragener Platten sowohl im Unter- als auch im Oberkiefer schon nach wenigen Tagen verloren, da alle buk-

kal oder labial nicht umfaßten Zähne direkt durch die Platte oder indirekt durch die Kompression der Kiefer vestibulär bewegt werden, während die Platte absinkt. Die Stellungsveränderung macht sich hauptsächlich im Gebiet der unteren Molaren bemerkbar, deren orale Bewegung bei axialer Belastung durch die Lingualflächen der Platte beeinflußt wird.

Hinzu kommt eine traumatische Veränderung des Zahnhalteapparates durch den sogenannten Bauschingereffekt: der umklammerte Zahn wird durch die unphysiologische Bewegung zum Okklusionshindernis, das der Patient aktiv zu beseitigen sucht, sodaß es zum Pendeln und zur Lockerung des Zahnes kommt (R. MAXKORS²³).

Die sogenannten abgestützten Teilprothesen zeigen sich der mechanischen Anforderung nicht gewachsen. Die aus gezogenem Draht hergestellten Auflieger deformieren sich, sodaß im Endeffekt keine Verbesserung gegenüber den gingival getragenen Prothesen erreicht wird. Eine Wende in der Technik partieller Prothesen trat in den Nachkriegsjahren ein, als die in einem Stück, einschließlich der Auflieger und Halteelemente, gegossenen Prothesengerüste bekannt wurden, die nicht nur durch ihren tadellosen Sitz, sondern auch durch die zierlichere Gestaltung von Klammern und Basis bestachen. Diese neue Art der Prothesengestaltung löste viele Probleme der zahnärztlichen Stahltechnik. Die gegossenen Prothesengerüste zeichneten sich durch eine wesentlich rationellere Gestaltung aus, als dies mit den in Deutschland bisher üblichen aus V₂A gestanzten Platten möglich war. Die Gußtechnik umging die Schwierigkeit der Verbindung Klammer-Platte, und mit der Punktschweißung entfielen auch die Gefahren, die durch die Kombination von Stahl mit komplizierten Klammertypen aus Gold-Platin entstanden.

CUMMER, KENNEDY und WOODWORTH (zit. nach Z.P.²⁶) zeig-

ten bereits 1931 aus Edelmetall gegossene Teilprothesen. 1932 wurde die von TAMANN 1909 in Göttingen entwickelte Kobalt-Chrom-Legierung in den Austenallaboratorien der USA von ERDLE und PRANGE verbessert und zum Gießen von Prothesengerüsten verwandt. Trotz Mundbeständigkeit und erstaunlich guter mechanischer Eigenschaften (leichter, fester, härter als vergütbare Gold-Platin-Legierungen) konnte sie sich ebenso wie die Edelmetallegierungen nicht durchsetzen. KENNEDY¹⁷ selbst setzte der Gußklammer nur eine geringe Indikationsbreite, so an kegelförmigen Zähnen, bei denen eine breitere körperliche Umfassung notwendig ist, und an Überkronten Zähnen. Er begründete dies hauptsächlich mit der rauhen Innenfläche der Klammerarme, die zur Entmineralisierung und damit zu raschem kariösem Zerfall der bedeckten Zahnabschnitte führt. Auch weist er darauf hin, daß es zwar möglich ist, eine ermüdete Gußklammer zu aktivieren, die Klammer jedoch bald wieder zur ursprünglichen Form zurückkehrt.

In den letzten 20 Jahren kam es jedoch zu wesentlichen Fortschritten auf dem Gebiet der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Durch elastische Abdruckmassen gelang es - bei Beachtung ihrer Eigenart - form- und volumengetreue Abgüsse zu erzielen. Einbettmassen wurden entwickelt, die einen praktisch vollkommenen Kontraktionsausgleich des Gusses gewährleisten. Zwar hatte ROACH (zit. nach KENNEDY¹⁷) bereits die Möglichkeit beschrieben, Modelle aus Einbettmasse herzustellen, jedoch war sie so unvollkommen, daß noch anfangs der letzten zehn Jahre größere Gußobjekte auf dem Gipsmodell modelliert und abgehoben wurden.

Durch die Verbesserung der Kobalt-Chrom-Legierung und das Aufkommen neuer Legierungen, wie Silber-Palladium-Gold und Gold-Platin gelang es, Prothesengerüste

von höchster Präzision einzufügen.

Der Vorzug des in einem Stück, einschließlich der Halte- und Auflegerelemente, gegossenen Gerüsts, besteht jedoch nicht allein in seiner Paßgenauigkeit, sondern auch in dem erhöhten kaufunktionellen Effekt und der parodontalprophylaktischen Wirkung, da es gelang, den Zahnkörper - lich zu fassen und durch entsprechende Beschaffenheit der okklusalen Auflage eine axiale Belastung zu sichern. Die Auflage muß senkrecht zur Zahnachse liegen. Jede distale Neigung sollte unbedingt vermieden werden, da nach SYNGE und DE VAN (zit. nach F.SCHÖN³⁰) eine transversale Belastung des Zahnes die gleiche parodontale Bewegung wie eine siebzehnfache axiale Belastung verursacht. Die Aufruhe dient aber nicht nur als Stütze, indem sie die Kaubelastung abfängt und somit die sattelnahen Zahnfleischpapillen vor einer Druckbelastung schützt, sondern führt bei richtiger Gestaltung zur Verbesserung des Kontaktpunktes, dadurch daß sie die Nahrungsteilchen bukkal und lingual ableitet und somit verhindert, daß diese zwischen Klammer und Zahn eingekeilt werden (KENNEDY¹⁷). KENNEDY¹⁷ sieht in der abgerundeten Form des Aufruhebettes außerdem noch den Vorteil, daß sie kleinste Bewegungen nach Art eines Kugelgelenkes ermöglicht und als eine Art Kraftbrecher wirkt.

Die "starre" Abstützung ist im Unterkiefer beim Verschuß von Schaltlücken Mittel der Wahl. Im Oberkiefer wird sie ebenfalls häufig angewandt, jedoch ist ihre Indikation hier nicht so zwingend, da der Kaudruck auf eine größere Prothesenbasis übertragen werden kann. Im Gegensatz dazu war man sich über die Versorgung der uni- und bilateralen Freierlücke im Unterkiefer nicht einig. Während in Europa versucht wurde, eine Fehlbelastung der natürlichen Zähne durch gelenkige oder federnde Verbindung von Prothesensattel und Restgebiß zu vermeiden, be-

fürworten vor allem angelsächsische Autoren die starre Abstützung. Zweifellos setzen beide Methoden ein hohes Maß an Präzision voraus. Die Größe der einschließlich aller Aufleger- und Halteelemente gegossenen Gerüste verlangt nicht allein einen Ausgleich der dabei auftretenden werkstoffkundlich bedingten Kontraktionen; auch die Abstimmung der Klammerlänge und -dicke auf den Retentionsbezirk, also den Bereich der Zahnkrone unterhalb des horizontalen Äquators, der für den Halt der Prothese verantwortlich gemacht werden muß, ist unerlässlich. Sicher waren zahlreiche Mißerfolge auf eine mangelnde Beachtung dieser Erfordernisse zurückzuführen und die Entwicklung bestätigt, daß nur die Zusammenarbeit von Physikern, Metallurgen und Zahnärzten die Grundlagen schaffen konnte, die zu bestimmten Klammerformen führten. Entsprechend den Werkstoffen wurden verschiedene Verfahren entwickelt, die deren Eigenschaften entsprechen, so das Ney-Verfahren für Gold-Platin-Legierungen und das Iso-Clasp-Verfahren für Kobalt-Chrom-Legierungen.

Trotz dieser weitgehenden Verbesserungen und der kau-funktionellen sowie parodontalprophylaktischen Vorteile der in einem Stück gegossenen Prothesengerüste, werden diese in der Sozialpraxis kaum eingegliedert. Nach W. GEIER⁶ "ist es eine bedauerliche Tatsache, daß immer noch weit über achtzig Prozent der Prothetiker ausgetretene Wege begehen, wobei die diagnostischen Überlegungen in den Hintergrund treten, vielleicht weil klinische Untersuchungen fehlten und ein Risiko lieber vermieden wurde."

G.Y. HILDEBRAND (zit. nach CRAHE⁴) erkannte 1937 als erster die Wichtigkeit solcher systematischer Überprüfungen, stand jedoch mit seinen Beobachtungen zunächst allein, denn erst viele Jahre später machte sein Beispiel Schule.

1952 und 1953 erschienen dann Nachuntersuchungen von

E.REICHENBACH und L.KIRCHNER²⁷ über abnehmbare, zum Teil abgestützte Teilprothesen. In den gleichen Jahren berichten N.ANDERSON und G.A.LAMMIE¹ über Erfolge mit Teilprothesen, die in einem Stück, einschließlich der Halte- und Auflegerelemente, gegossen wurden.

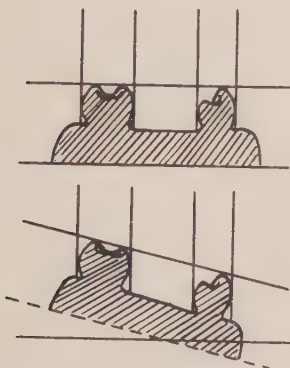
Hierauf erscheinen in dichter Folge die Arbeiten von G. CRAHE⁴ 1959, R.VOSS³⁵ 1957, F.SINGER³¹ 1958, B.TRÄGER³⁴ 1959, H.D.MÄRTTERER²² 1961, H.HEHRING⁸ 1962 und E.KÖRBER¹⁸ 1963, die sich mit den Problemen der gestützten Prothesen befassen.

Die Herstellung.

Die Planung des Zahnarztes entscheidet über Erfolg oder Mißerfolg der gegossenen Prothese. Er allein kann die biologischen Faktoren, wie den Zustand des Parodontiums, die Belastung durch den Gegenbiß und die Beschaffenheit des Prothesenlagers richtig bewerten.

Zur Bestimmung der Lage und Form der Halte- und Abstützungselemente hat es sich als zweckmäßig erwiesen zum klinischen und röntgenologischen Befund ein Studienmodell hinzuzuziehen. Da das gegossene Prothesengerüst eine Einheit darstellt, ist es wichtig, eine allen Pfeilerzähnen gemeinsame Führungslinie zu finden und durch verschiedene Kippungen des Modells die günstigsten Re-

tentionsbezirke zu ermitteln (Abb. 1). Ihre Tiefe wird bei manchen Verfahren durch Standardmaßstäbe bestimmt, deren Ende 0.1 mm (bei Einarmklammern), 0.2 mm (bei Klammer Nr. 1 ; Nr. 2 ; Nr. 1-2 nach NEY²⁵) und 0.3 mm (bei Ringklammern) untergreifen. Ist es dabei nicht möglich den Teller- rand des Meßstabkopfes möglichst in Höhe des horizontalen Äquators in Berührung zu bringen, so



ist der Zahn für die geplante Klammer ungeeignet. Die Werte sind natürlich nicht allein von der Klammerform, sondern auch von den Eigenschaften der Legierung abhängig und müssen entsprechend variiert werden (F. JUNG¹⁴).

Ebenso wichtig wie die Vermessung ist es, auf den Gegenbiß, sowie auf eine ausgeglichene Artikulation zu achten. Das Einschleifen der natürlichen Zähne und der Auflagen kann deshalb erst im Anschluß an eine gründliche Gebißanalyse erfolgen.

Die definitive Abformung der entsprechend präparierten natürlichen Zähne und der prothesentragenden Kieferabschnitte wird unseres Erachtens am zweckmäßigsten mit Hilfe eines individuellen Löffels und gummielastischer Abdruckmasse durchgeführt.

Für das so gewonnene Arbeitsmodell gibt es neben den mechanischen Vermessungsverfahren auch die Möglichkeit der elektrischen Vermessung beim Iso-Clasp-Verfahren, die wesentlich genauer ist und das Modell nicht beschädigt.

In dem nun folgenden Arbeitsgang werden die Klammerumrisse sorgfältig auf dem Modell aufgezeichnet und die unterschließenden Gebiete bis knapp an die untere Umrisslinie der Klammern mit Plastilin ausgefüllt. Überschüssige Stellen beschneidet man mit einem gewöhnlichen Wachs-
messer so, daß die unteren Umrisse der Klammern auf dem Dubliermodell als sichere Führung beim Anbringen der Schablonen dienen. Außerdem müssen die nicht für die Retention benötigten Teile des Zahnes ausgefüllt werden, um den Einschub des Gerüsts zu ermöglichen und eine übermäßige Verzögerung des Abzugs der Dubliermasse zu vermeiden. Nach Entlasten von Bügel- und Sattelteilen mit Wachsfolie wird zur Herstellung des sogenannten Arbeitsmodells vom gut durchfeuchteten Meistermodell ein Hydrocolloidabdruck gewonnen. Als Zentralgußkanal dient ein 6 mm dicker Wachsstab, der in der Mitte des Gaumens, beziehungsweise des lingualen Gebietes im Unterkiefer angebracht wird. Zur Vermeidung einer rauen Gußoberfläche und Er-
langung besserer Haftfähigkeit der Schablonen gibt man das Einbettmassenmodell in ein Bienenwachsbad. Erst jetzt

werden die im Handel erhältlichen, auf Klammerform und Legierung abgestimmten, Kunststoffformen angebracht, geglättet und mit Gußkanälen versehen.

Die folgenden Arbeitsgänge wie Einbetten, Gießen und Polieren entsprechen den bekannten Verfahren und brauchen deshalb nicht weiter erläutert zu werden.

Wichtig erscheint uns jedoch, darauf hinzuweisen, daß gerade der Guß von Kobalt-Chrom-Legierungen besonderer Sorgfalt und Übung bedarf. Das hohe Schmelzintervall von 1360 - 1430 Grad Celsius und die unseren Edelmetallen unähnliche Oberfläche der flüssigen Schmelze führen zu Fehlern, die nicht allein die Vollständigkeit des Gußobjektes, sondern auch die mechanischen Werte der tragenden Teile erheblich herabsetzen. So beobachteten wir bei Gußversuchen in unserem eigenen Laboratorium Grobkörnigkeit des Prothesengerüstes und Lunkerbildung als Folge von Überhitzung, sowie Korrosion durch Bildung des Austenit-Karbid-Gefüges. Aus diesem Grunde sollte dieser Arbeitsgang nur eingearbeiteten und spezialisierten Kräften überlassen werden.

Eigene Untersuchungen.

Zur Nachuntersuchung bestellten wir 320 Patienten, denen in den Jahren 1953 - 1961 abgestützte Prothesen eingefügt worden waren.

- 5 Patienten teilten mit, daß sie inzwischen mit einer Totalprothese versorgt worden seien.
- 46 Patienten waren unbekannt verzogen oder verstorben. Von den restlichen
- 269 Patienten kamen
- 168 zur Nachkontrolle, also
- 52.5 % der bestellten Patienten. Hiervon waren
- 83 männlichen,
- 85 weiblichen Geschlechts.

Zur Untersuchung wurde ein Fragebogen (Abb. 2) angefertigt, anhand dessen ein genauer Überblick, unter einem Mindestaufwand an Zeit geschaffen werden konnte. Unser Hauptinteresse galt dabei folgenden Punkten: Klammer- schäden am Zahn, Klammer- und Auflegerbrüche, Absinken des Zahnersatzes, Einfluß der Halteelemente auf das Parodontium und die Gingiva.

Abb. 2

- Name Vorname
- Wohnort Straße
1. Alter des Patienten: Jahre
 2. Aus welchem Grund wurde eine Prothese gewünscht ?
Aussehen / Kaufunktion
 3. Wurde vorher schon eine Prothese getragen ? Ja/Nein
 4. Wann erfolgte die letzte Extraktion ?
 5. In welchem Jahr wurde diese Prothese eingefügt ? 19..

6. Wann wird die Prothese getragen ?
Auch nachts ? Ja/Nein
7. Erfolgt die Reinigung der Prothese nach jeder Mahlzeit ? Morgens/mittags/abends
Und womit ?
8. Wie steht es mit der Kautüchtigkeit der Prothese ?
.....
9. Bevorzugte Kauseite : Rechts/links/beiderseits
10. Enoraler Befund:
8 7 6 5 4 3 2 1 1 2 3 4 5 6 7 8

8 7 6 5 4 3 2 1 1 2 3 4 5 6 7 8
11. Artikulation ohne Prothese :
im Vorbiß Seitbiß rechts Seitbiß links
.....
12. Überbiß : knapp/tief/progen
13. a) Schleimhautbefund: normal/blaß/gerötet
b) Hypertrophien an Klammerzähnen ? Ja/Nein
Hypertrophien unter Bügeln ? Ja/Nein
14. Lockerungsgrad der Pfeilerzähne :bei.....
15. Karies unter runder Auflage ? Ja/Nein
Karies unter eckiger Auflage ? Ja/Nein
Karies unter Klammern ? Ja/Nein
Karies durch Prothesenkontakt ? Ja/Nein
16. Beschaffenheit der Auflage : rund/eckig
bei in Schmelz/Füllung/Krone eingeschliffen.
17. a) Konstruktion der Prothese :

8 7 6 5 4 3 2 1 1 2 3 4 5 6 7 8

8 7 6 5 4 3 2 1 1 2 3 4 5 6 7 8

b) Material : AuPt/CoCr/AgPd - Legierung

18. Artikulation mit Prothese :

im Vorbiß	Seitbiß rechts	Seitbiß links
.....		

19. Sind Klammern abgebrochen ? Ja/Nein

Sind Aufleger abgebrochen ? Ja/Nein Welche?.....

Sind Bügel gebrochen ? Ja/Nein

Wenn ja, wurden diese erneuert ? Ja/Nein

20. Ist die Prothesenbasis extendiert ? Ja/Nein

21. Ist die Prothese abgesunken ? Ja/Nein ... mm

22. Traten nach mehr als 1/2 Jahr nochmals Druckstellen auf ? Ja/Nein Wann ?

23. Beschwerden des Patienten (Paßgenauigkeit, Prothesenhygiene) :

24. Gesamturteil und eigene Vermerke :

Insgesamt wurden 182 abgestützte Teilprothesen untersucht. Davon waren 51 in den Oberkiefer und 131 in den Unterkiefer eingefügt (Tab.1).

Um eine Bewertung dieser Teilprothesen durchzuführen, erschien es zweckmäßig, das Untersuchungsmaterial nach Art der Abstützung zu gliedern.

Wir übernahmen dabei die von W.WILD, B.MÜLLER und E.REICHENBACH angewandte Klassifizierung in Schalt-, Freidend- und Kombinationsprothesen, ohne zunächst auf die Kaulastung des Gegenbisses einzugehen.

50 Prothesen wurden zur Versorgung unterbrochener Zahnreihen eingegliedert (Tab.2); sie waren rein parodontal getragen (Abb.3 Gruppe A).

115 Teilprothesen erwiesen sich als parodontal-gingival getragen (Tab.3). Darunter befanden sich 70 linear abgestützte Prothesen (Tab.3a und Abb.4 Gruppe B), deren Abstützungslinie tangential über eine Achse erfolgt. Hierbei wurden zum größten Teil verkürzte Zahnreihen ver -

sorgt und nur in wenigen Fällen war ein Restzahnbestand einer Seitenzahnreihe vorhanden.

Bei 57 Kombinationsprothesen (Tab.3b) verlief die Verbindungslinie der Stützelemente diagonal (Abb.5 Gruppe C).



Abb. 3
Gruppe A

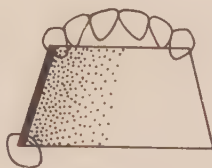


Abb. 4
Gruppe B

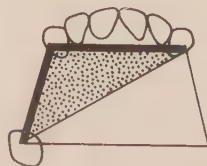


Abb. 5
Gruppe C

In 5 Fällen (Tab.3c) beschränkte sich die Abstützung auf einen Zahn. Diese Gruppe wurde jedoch nicht in die Auswertung einbezogen, da aus der geringen Zahl keine allgemein verbindlichen Schlüsse gezogen werden können. Ausgeschlossen wurden weitere 8 Prothesen, deren Halteelemente aus Draht angefertigt waren. Ebenso entfallen 6 Prothesen, die nie oder in letzter Zeit nicht mehr getragen wurden (in den Tab.2 bis 3b mit⁺ gekennzeichnet).

Auffällig ist, daß hierbei ausschließlich Unterkieferprothesen nicht inkorporiert wurden, von denen eine parodontal, 5 parodontal-gingival abgestützt waren. Drei Patienten begründeten dies mit einem steten Fremdkörpergefühl, das auf eine zu große Spannung der im Unterkiefer getragenen Prothesen zurückzuführen ist. In einem Fall kam es durch zu große Extension der Basis laufend zu Druckstellen. Eine Prothese wurde wegen Temperaturempfind-

lichkeit der Pfeilerzähne nicht inkorporiert. Eine weitere Prothese, die nur kleine Lücken verschloß, wurde ebenfalls nicht getragen.

Der folgenden Auswertung liegt also eine Zahl von 163 Prothesen zugrunde, wovon 50 in den Oberkiefer und 113 in den Unterkiefer eingefügt waren. Die durchschnittliche Tragedauer betrug 3.9 Jahre - eine relativ lange Zeit, wenn man bedenkt, daß die Versicherungsträger in der Regel nach drei Jahren neuen Zahnersatz bezuschussen.

Die Fragebogen werden zunächst nach klinischen Gesichtspunkten ausgewertet. Anhand der darauf folgenden statistischen Auswertung (S. 46) soll überprüft werden, inwiefern das Ergebnis der Behandlungsmethode rein zufällig oder aber signifikant ist.

Untersuchung der Kariesanfälligkeit unter Stütz- und Halteelementen.

Bei der Untersuchung der kariösen Defekte unter Stütz- und Halteelementen zeigte sich, daß die Werte weitaus unter den erwarteten lagen, zumal die breitere Auflagefläche, die Oberflächengestaltung der gegossenen Elemente und nicht zuletzt das Einschleifen der Auflage in Schmelz und Dentin Anlaß zur Skepsis gaben.

Zur Beurteilung des Kariesbefalls unter Auflegern erscheint eine Aufteilung nach Art der Abstützung notwendig, da vollabgestützte Prothesen infolge ihrer geringeren Beweglichkeit weniger Speisereste zurückhalten als teilweise abgestützter Zahnersatz, dessen Auflage am frei endenden Sattel doch - wenn auch nur annähernd - einem Gelenk gleichkommt. Auch Form und Gestalt des Auflegers beeinflussen sicher nicht unerheblich die Kariesfrequenz. Bei allem darf jedoch die Kariesanfälligkeit des einzelnen Restgebisses nicht unterschätzt werden, und es ist sicher, daß hier der gegossenen Prothese nur eine begrenzte Indikationsbreite eingeräumt werden darf.

Bei der Nachuntersuchung konnte unter 643 Auflegern, von denen 174 nicht berücksichtigt wurden, da die Stützzähne durch Füllungen oder Kronen vor Karies geschützt waren, an 30 Zähnen Karies diagnostiziert werden. So waren bei den parodontal getragenen Prothesen mit 103 Auflegern im Oberkiefer 7 Zähne kariös zerstört, wovon 3 Defekte bei einem Patienten durch eine fortlaufende Klammer verursacht worden waren. Im Unterkiefer zeigten 4 von 81 Auflagen kariösen Zerfall. Bei den dental-gingival getragenen Prothesen waren 2 Auflagen im Ober- und 17 im Unterkiefer kariös. Keine Karies war unter den 19 Auflegern der Freundprothesen im Oberkiefer zu verzeichnen. Im Unterkiefer führ-

ten jedoch 10 von 110 Auflagen zu Zahnverfall.
In 2 Fällen war Karies im Oberkiefer bei Patienten mit
übers Dreieck abgestützten Prothesen (bei 20 Auflagen)
aufgetreten, sowie in 7 weiteren Fällen im Unterkiefer
mit 136 Auflageflächen (Tab.4).

Die Theorie, daß Potentialdifferenzen zwischen Gold-
legierung und Schmelz zur Oberflächenentkalkung und da-
mit schneller zur Karies führen, als dies bei CoCr-Legie-
rung der Fall ist, bestätigte sich nicht bei dieser Nach-
untersuchung. Unter 60 Auflegern dieses Materials war näm-
lich nur in 2 Fällen Karies zu verzeichnen (in Tab.4 mit
(1) gekennzeichnet).

Eine Betrachtung nach Art der Abstützung wurde eben-
falls bei der Beurteilung des Kariesbefalls unter Halte-
elementen vorgenommen, um einen möglichen Zusammenhang
mit der Beweglichkeit der Prothese zu erwägen. Auch fand
die Form der Halteelemente Beachtung, da eine höhere Ka-
riesanfälligkeit mit der Differenzierung des Klammertyps
wegen der größeren Speiseretention als sicher anzunehmen
war. Aus diesem Grunde mußte bei der Angabe des Untersu-
chungsmaterials auf eine Beziehung der Kariesfrequenz
auf die Zahl der Pfeilerzähne verzichtet werden.

Die Begutachtung des Kariesbefalls unter 344 Halte-
elementen ergab in 29 Fällen kariöse Defekte, wobei 60
Elemente an Überkronten Stützzähnen unberücksichtigt blie-
ben. Sekundärkaries am Rande von Füllungen wurde ebenfalls
nicht mit einbezogen, da ihre Entstehung wohl nicht primär
auf Halteelemente zurückzuführen ist.

Bei den parodontal getragenen Prothesen verursachten
95 Halteelemente im Oberkiefer 5 kariöse Stellen. Im Unter-
kiefer waren bei 62 Elementen 3 Zähne kariös.
Im Oberkiefer der dental-gingival getragenen Prothesen
war nur eine Füllung nachträglich angebracht worden, wäh-
rend im Unterkiefer 20 Klammerzähne Karies aufwiesen.

An den Pfeilern der linear abgestützten Prothesen mit 15 Halteelementen im Oberkiefer zeigte sich keine Veränderung der Zahnschubstanz; dagegen konnten 10 von 62 Klammern im Unterkiefer als Ursache der Zerstörung angesehen werden.

Bei den Kombinationsprothesen wurde bei 24 Halteelementen im Oberkiefer eine Karies, im Unterkiefer bei 86 Halteelementen 10 Defekte festgestellt werden.

Größere Kariesanfälligkeit unter Goldgußklammern konnte auch hier nicht beobachtet werden. Bei 51 Halteelementen dieser Legierung mußte nur ein Zahn konservierend versorgt werden (in Tabelle 5 mit (1) gekennzeichnet). Dies bestätigt auch die Auffassung MÜHLEMANN's²⁴, der die Entmineralisation weniger auf das Metall als auf die Paßform der Klammern zurückführt.

Wenn auch die Affinität des Plaquematerials gegenüber Kobalt-Chrom-Legierungen geringer zu sein scheint, als gegenüber Gold-Legierungen, so ist doch die Plaquedicke, die durch den Spalt zwischen Klammer und Zahn gegeben ist, von ausschlaggebender Bedeutung, da durch sie die Größe der anaeroben Fermentation bestimmt wird. Gegossene Halteelemente sind deshalb wegen ihrer ausgezeichneten Paßform den aus Draht gezogenen Klammern unbedingt vorzuziehen.

Auch zeigten sich keine nennenswerten Unterschiede in der Kariesfrequenz bei Patienten männlichen und weiblichen Geschlechts. Aus diesem Grunde wurde von einer weiteren Untergliederung des Zahlenmaterials, auch in den folgenden Abschnitten, abgesehen.

Diskussion.

Auffällig ist bei der Durchsicht des Untersuchungsgutes, daß entgegen der klinischen Erfahrung im Unterkiefer häufiger Karies als im Oberkiefer auftrat.

Bei den mit Auflegern versehenen Stützzähnen waren 9 von 159 im Oberkiefer und 31 von 302 Pfeilern im Unterkiefer kariös.

Klammerkaries war im Oberkiefer mit 187 Zähnen in 6 Fällen aufgetreten, während im Unterkiefer 23 Defekte bei 366 Pfeilerzähnen zu sehen waren.

Diese Werte zeigen, daß selbst nach Abzug konservierend und prothetisch versorgter Auflagezähne, sowie der Überkronten Klammerzähne das Verhältnis kariesfreier Zähne

$$OK : UK = 1.9 : 1$$

ist.

Die Auswertung der durch Aufleger verursachten Karies ergab keinen Zusammenhang mit der Lagerung beziehungsweise der Beweglichkeit der Prothesen.

Wie aus Tabelle 4a hervorgeht war bei Patienten mit parodontal getragenen Prothesen unter 184 Auflegern in 11 Fällen - also 6 % - Karies entstanden. 285 Aufleger parodontal-gingival getragener Prothesen führten an 19 ungeschützten Pfeilern zu pathologischen Veränderungen der Zahnhartsubstanz (7 %).

Dagegen wurde die klinische Erfahrung gesichert, nach der eckig geformte Auflagen die Entstehung der Karies begünstigen. So konnten 14 kariöse Defekte bei 38 Auflagen dieser Präparation gefunden werden, das heißt in 58 % der Fälle, während bei 431 abgerundeten Auflagen nur 16 (4%) einer Füllung bedurften (Tab. 4 und 4b).

Dies läßt sich einerseits dadurch erklären, daß ihre Gestaltung die Selbstreinigung erschwert, andererseits ist zu bedenken, daß beim Einschleifen gerade die gefährdeten

Ecken der Auflage in den Zähnen schneller vom deckenden Schmelzmantel befreit und somit Prädispositionsstellen geschaffen werden.

Eine ähnliche Situation ergibt sich auch bei stark abradieren Zähnen. Findet der Aufleger des Zahnersatzes im Schmelz nicht genügend Platz, so empfiehlt sich das Kürzen des Gegenhockers, um eine Freilegung des Dentins zu vermeiden. Ist dies nicht möglich, so ist in diesem Falle die Versorgung des Stützzahnes mit einer Füllung indiziert.

Weiterhin ist zu beachten, daß durch die raue Oberfläche der präparierten Auflage der Karies ein Ansatzpunkt gegeben wird. Eine gründliche Politur der muldenförmigen Auflage ist aus diesem Grunde unerlässlich.

Die Begutachtung des Kariesbefalls unter Halteelementen zeigte, daß eine Differenz zwischen rein parodontal und parodontal-gingival getragenen Prothesen zu bestehen scheint, die allerdings statistisch noch zu sichern wäre.

Während unter 157 Halteelementen von Schaltprothesen nur in 8 Fällen (5%) Karies auftrat, wurden 21 kariöse Defekte unter 187 Klammern parodontal-gingival getragener Prothesen gefunden (12%; Tab. 5a). Eine Erklärung dafür fehlt. Von Interesse ist ebenfalls, daß unter einfach gestalteten Klammern weniger häufig Karies anzutreffen ist als unter komplizierteren Formen, wenn wir hierunter die Roachklammer, die Bonwillklammer, rückläufige und fortlaufende Klammern mit Krallen verstehen.

Während unter 145 einfachen Klammern neunmal (6%) Karies diagnostiziert wurde, konnten wir unter 199 kompliziert geformten Halteelementen in 20 Fällen (10%) kariöse Veränderungen finden (Tab. 5 und 5b). So waren zum Beispiel 4 Defekte unter 26 Ringklammern entstanden, obwohl bei den in den letzten Jahren prothetisch versorgten Fällen auf

das Klammerfenster zu Gunsten eines breiter gestalteten Klammerarmes verzichtet wurde.

Klinische Erfahrungen bestätigen, daß der Konstruktionsgedanke durch Versteifungselemente eine grazilere Gestaltung der Klammer und damit eine möglichst kleine Kontaktfläche des gegossenen Gerüsts mit dem Zahn zu schaffen, sich als nachteilig erwies, da beim Kauakt eine Saug - Pump-Bewegung der Speiseteile vom Versteifungselement unter das Klammersystem, zumindest aber zu den klammer-nahen zervikalen Bereichen stattfindet. Dies versuchte man später zu umgehen, indem man das Halteelement in sich versteifte, das heißt, breiter gestaltete (Abb.a-b). Das-



Abb. 6

selbe Prinzip wandte man bei der Frontzahn-schie-nung an. Auch bei intermit-tierenden Lücken vor einem Freiendsattel ging man dazu über, das doppel-läufige Sys-tem durch einen breiter gestalteten lingualen Arm des einzelstehenden Zahnes zu ersetzen.

Im Laufe der Untersuchung zeigte sich jedoch, wie auch R. VOSS³⁵ feststellte, daß damit das Problem nicht völlig gelöst war. Die Breite der Halteelemente erfordert besonders im Seitenzahnbereich eine Aussparung der untersich-gehenden Stellen, die eine Saugwirkung nicht ausschaltet. Prophylaktisch wäre es daher angebracht, vor Eingliede-rung der Prothese die gefährdeten Zähne zu überkronen. Eine Kariesanfälligkeit unter Stütz- und Halteelementen ist, wie auch H. HEHRING⁸ feststellte, bei Beachtung der In-dikationsgrenzen nur selten zu beobachten, während sie an den proximalen Flächen zu den Prothesen hin und im zer-vikalen Bereich weit häufiger auftritt. Auch bei unserer

Nachuntersuchung konnte bei der enoralen Befunderhebung vielfach Sekundärkaries an konservierend versorgten Zähnen festgestellt werden, deren sattelnahen Füllungsrän-der nicht im Bereich der habituell sauberen Zone lagen.

Ein weiterer Schwachpunkt ergibt sich nach MÜHLEMAN²⁴ dadurch, daß bei den meisten Konstruktionstypen die Klammern erst über Verbindungsstreben den Zahn erreichen. Eine Selbstreinigung ist dadurch während des Kauaktes und nach der Mahlzeit nicht voll gewährleistet.

Gerade deshalb ist es notwendig, den Patienten darauf hinzuweisen, auf sorgfältige und regelmäßige Pflege zu achten. Vom Kariesprophylaktischen Standpunkt läßt sich demnach sagen, daß die auf ungeschützten natürlichen Zähnen abgestützte und verankerte Teilprothese im durchschnittlich kariesresistenten Gebiß durchaus ihre Indikation besitzt. Die Kariesgefährdung kann durch zweckmäßige Gestaltung der Halte- und Auflageelemente herabgesetzt werden. Kariesanfällige Zähne sind vor dem Einfügen einer Teilprothese zu Überkronen und sattelnah liegende Füllungen in habituell saubere Zonen zu legen.

Die von vielen Autoren geäußerten Bedenken gegen gegossene Prothesen, insbesondere aber gegen das Einschleifen von Auflagen, erscheinen deshalb nur bei großer Kariesanfälligkeit und schlechter Mundpflege gerechtfertigt, also in Fällen, in denen Gußprothesen als kontraindiziert zu betrachten sind.

Untersuchung der Bruchgefährdung von Stütz- und Halteelementen.

Die Bruchgefährdung der gegossenen Elemente war neben der Karies mit ein Grund, daß die gegossene Prothese jahrzehntelang in Deutschland abgelehnt wurde. Die Ursache der Mißerfolge war in der ungenügenden Erfahrung der Gußtechnik, die Lunkerbildung zur Folge hatte, in Querschnittsveränderungen beim Beschleifen der plumpen Formen und nicht zuletzt darin zu suchen, daß die herkömmlichen Klammerformen übernommen wurden. Da eine Vermessung des Modells noch unbekannt war, fehlte die einheitliche Eingliederungsrichtung der Elemente, sodaß Spannungen entstehen mußten, die im günstigsten Falle zum Bruch der Elemente führten, meist aber schwere parodontale Schäden zur Folge hatten.

Diese Probleme waren mit den von der Ney-Company entwickelten und auf Gold-Legierungen "abgestimmten Gußklammern" gelöst. Mit der Verbreitung der Kobalt-Chrom-Legierung, die nun in der Sozialpraxis eine häufigere Anwendung der gegossenen Prothese ermöglichte, war jedoch erneut mit Deformationen und Brüchen der Aufleger und der im Retentionsbereich liegenden Klammerarme zu rechnen, obwohl bereits - in Anbetracht der wesentlich härteren Legierung - eine grazilere Schablonengestaltung vorgenommen wurde.

Die Untersuchung der Häufigkeit von Brüchen bei Stützelementen ergab, daß von insgesamt 643 Auflegern 14 abgebrochen waren. Auch hier wurde eine Unterscheidung nach Lagerung der Prothesen vorgenommen (Tab.6).

Während wir eine stärkere Beanspruchung der Aufleger bei der doch relativ starren Verankerung dental-gingival getragener Prothesen erwarteten, ergaben die Untersuchungen von E.REICHENBACH und L.KIRCHNER²⁷ eine höhere Bruchge-

fährdung bei rein parodontal getragenen Prothesen. So waren bei der Auswertung der Schaltprothesen im Oberkiefer mit 115 Stützelementen 3 Brüche zu verzeichnen. Bei den im Oberkiefer eingefügten Freundprothesen konnten keine Brüche gefunden werden (bei 33 Elementen), dagegen waren im Unterkiefer 4 von 149 Auflegern gebrochen. Bei den Kombinationsprothesen zeigten sich 2 der 45 Aufleger im Oberkiefer, sowie einer der 159 Aufleger im Unterkiefer der mechanischen Beanspruchung nicht gewachsen. Nur in 3 Fällen waren die Stützelemente erneuert worden.

Die Kontrolle der Halteelemente ergab, daß von insgesamt 404 Klammern 22 durch Verlust der Retention oder ganzer Klammerarme ihre Funktion nicht mehr erfüllten (Tab.7).

Von Interesse war es, festzustellen, in welchem Maße die aus CoCr-Legierung gegossenen Elemente daran beteiligt waren und inwiefern die Klammerform die Bruchgefährdung zu beeinflussen vermochte. Weiterhin war ein Zusammenhang mit der Beweglichkeit der Prothesen zu erwägen. E. PEICHEN-BACH²⁸ und J. KOZMA²¹ äußerten in ihren Arbeiten gerade gegenüber den skelettiierten Prothesen Bedenken, da eine Überbeanspruchung der Halteelemente darauf zurückzuführen sei, daß die transversalen Kräfte nicht mehr auf die Basis übertragen werden, sondern direkt am Zahn und damit an den Elementen angreifen.

Bei der Überprüfung der parodontal getragenen Prothesen konnten 6 Klammerbrüche bei 104 Elementen im Oberkiefer, sowie 2 Brüche bei 71 Klammern im Unterkiefer gefunden werden.

Eines der 18 Halteelemente im Oberkiefer von Freundprothesen, sowie 6 der 82 Elemente im Unterkiefer zeigten sich funktionsuntüchtig.

Bei den Kombinationsprothesen waren 3 von 35 Klammern im Oberkiefer und 4 von 94 Elementen im Unterkiefer abgebrochen (Tab.7)

Diskussion.

Nachdem die "abgestimmten Klammern" schon längst in den Gedankenbereich der prothetischen Versorgung einbezogen waren, wurden die gegossenen Elemente in Laboratorien immer noch eingehenden Prüfungen unterzogen. E. WAGNER³⁶ stellte dabei in vergleichenden Versuchen bei der Biegung von Draht- und Gußklammern fest, daß letztere wesentliche Vorteile gegenüber den aus gezogenem Material angefertigten Klammern aufweisen. Zwar erscheint die Drahtklammer aus werkstoffkundlichen Gründen durch ihre grazilere Gestaltung, einfache und rasche Herstellung zu - nächst vorteilhafter. Die Gußklammer jedoch besitzt nicht nur den Vorteil eines einwandfreien Sitzes, sondern kann so gestaltet werden, daß sie den Anforderungen der Festigkeitslehre voll und ganz entspricht. Durch die Möglichkeit ihrer Berechnung besteht eine gleichgroße Biegespannung über die ganze Klammerlänge, und die bei der Biegung erfolgende Krümmung ist am Anfang der Klammer, der relativ starr sein soll, am geringsten und an der Klammer Spitze, die flexibel sein soll, am größten. Bei der Drahtklammer hingegen entstanden entgegengesetzte Meßergebnisse.

Unterzieht man die in der Nachuntersuchung festgestellten Werte einer Kritik, so darf wohl behauptet werden, daß sich die gegossenen Elemente auch in der Praxis bewährten.

Überprüft man die Bruchgefährdung von Stützelementen, so zeigt sich, daß Auflegerbrüche bei parodontal getragenen Prothesen häufiger auftreten, als bei dem zum Teil gingival getragenen Zahnersatz.

Während bei den Schaltprothesen 7 von 257 Auflegern - also in 3 % der Fälle - abbrechen, waren bei dem parodontal-gingival gelagerten Zahnersatz 7 von 386 (2%) den

mechanischen Anforderungen nicht gewachsen (Tab.6a). Dies bestätigt die von E.REICHENBACH²⁷ aufgestellte Behauptung, daß die häufigeren Brüche bei Schaltprothesen damit zu erklären seien, daß die Stützelemente bei eingetretenem Kieferschwund die ganze Kaubelastung der Prothese allein zu tragen haben.

Weiterhin sollte beachtet werden, daß die meisten Mißerfolge nicht primär auf Materialfehler, sondern auf eine fehlerhafte Präparation der Auflage zurückgeführt werden sollten. Zu zaghaftes Einschleifen der Auflage, oder gar deren Verzicht, setzen den Aufleger, dessen Dicke damit durch den interokklusalen Spalt gegeben ist, einer Belastung aus, der er nicht gewachsen sein kann. Fordert F.SCHÖN³⁰ eine Auflagestärke von 1.0-1.3 mm, so fügt G.N.ANDERSON¹ hinzu, daß eine runde Präparation am Übergang der okklusalen Fläche zum Approximalraum erforderlich ist. Abgesehen von der dadurch erreichten Versteifung ist zu bedenken, daß ein rechtwinkliger Übergang zum Aufleger einen Schwachpunkt im Prothesengefüge darstellt.

Ein Einfluß der Metallegierung auf die Bruchgefährdung konnte nicht festgestellt werden. Von 750 Stützelementen aus CoCr-Legierung waren 13 (2%), von 59 Auflegern aus AuPt war einer gebrochen (Tab.6b).

Die Halteelemente hingegen zeigen im Vergleich zu den Stützelementen öfters Ermüdung und Bruch, was wohl mit ihrer stärkeren elastischen Beanspruchung erklärt werden kann. Die im polarisierten Licht dargestellten Spannungen in Kunststoffklammern bestätigen die von der NEY²⁵-Company vorgeschriebene Formgebung, nach der nur ein Drittel der Klammerlänge zur Retention herangezogen werden darf, während sich bei deren Nichtbeachtung die Elastizität der Klammer um 50 % verringert. Entgegen den Erwartungen bestand kein bedeutender Unterschied in der Häufigkeit von Brüchen bei verschieden gelagertem Zahnersatz. 8 von 175 (5%) der Elemente an Schalt-

prothesen und 14 von 229 (6%) Klammern an Prothesen mit uni- und bilateralem Freiendsattel erwiesen sich als funktionstüchtig (Tab. 7a).

Dahingegen schienen aus CoCr gegossene Halteelemente eher zu brechen als solche aus AuPt. Wie aus der Untersuchung hervorging entsprachen 21 von 360 Elementen aus CoCr-Legierung (6%) nicht den mechanischen Anforderungen, während bei 44 AuPt-Klammern nur ein Bruch (2%) gefunden werden konnte (Tab. 7b). Vergleicht man damit den Einfluß der Klammerform auf die Bruchfestigkeit, so schienen kompliziert geformte Halteelemente aus CoCr-Legierung etwas häufiger zu brechen. Während von 20 komplizierten Elementen aus AuPt kein Bruch verzeichnet werden konnte, wurden 16 Klammerfrakturen bei 194 aus CoCr (8%) festgestellt (Tab.7c).

Einfach geformte Elemente beider Legierungen erwiesen sich als ziemlich bruchfest. 5 von 161 Elementen aus CoCr (3%), sowie eine von 24 aus AuPt gegossenen Klammern waren im Laufe der Jahre abgebrochen (Tab.7c).

Man darf demnach feststellen, daß die verwendeten Legierungen gegenüber mechanischen Belastungen ausreichend widerstandsfähig sind. Womöglich sollte die einfache Klammerform nicht allein aus kariesprophylaktischen und parodontalhygienischen, sondern auch aus werkstoffkundlichen Gründen vorgezogen werden.

Untersuchung der Resorptionsbereitschaft des Prothesenlagers, sowie der verursachten Parodontium- und Gingivaschäden beim abgestützten Zahnersatz.

Es besteht kein Zweifel, daß die rein gingival getragene Prothese in vielen Fällen schon deshalb nicht den Erfordernissen entspricht, da die Belastung kleiner Flächen zu einer verstärkten Resorption des knöchernen Prothesenlagers führt, und nicht nur der zur Verankerung herangezogene Zahn, sondern auch die unter der Prothesenbasis liegenden Gewebe sowohl vertikalen als auch transversalen Kräften uneingeschränkt ausgesetzt sind. Allerdings könnte man theoretisch annehmen, daß das Absinken schleimhautgetragener Oberkieferteilprothesen bei weitem nicht entsprechende Werte erreicht, da größere Bezirke des harten Gaumens zur Kaudruckübertragung herangezogen werden.

Bei dem auf natürlichen Zähnen abgestützten Zahnersatz wird dagegen der Kaudruck in erhöhtem Maße vom Halteapparat der Zähne aufgefangen, auf den Knochen übertragen, und somit das Absinken des Zahnersatzes und die damit verbundenen parodontalen Schäden weitgehend vermieden. Wie C.O. APPLEGATE³ betont, liegt der Unterschied zur abgestützten Prothese nicht allein in der Auflage, sondern in der Art, in der die vermittelnde Struktur den Kaudruck überträgt. Bei den gingival getragenen Prothesen wird der Kaudruck über die Prothesenbasis auf den meist mit fibroelastischen Polstern bedeckten Knochen übertragen. Die Fasern werden dabei nicht auf Zug, sondern auf Druck beansprucht und es besteht infolge der geringen Innervation der Mucosa die Gefahr einer Zirkulationsstörung oder gar Ischämie, die Dauerschäden in der Struktur der Mucosa hervorrufen können. Die abgestützte Prothese unterscheidet sich dadurch, daß eine Umwandlung von Druck-

in Zugkräfte über den Pfeilerzahn zustandekommt und durch die Sensibilität des Periodontiums der Schmerz-sensation ein unwillkürlicher Reflex vorausgeht, der über das Zentralnervensystem die Kaumuskulatur vor all-zu exzessiver Kraft zurückhält.

Die Untersuchung von 48 dental abgestützten Prothesen zeigte jedoch, daß insgesamt 8 Prothesen zwischen 2 und 0.5 mm abgesunken waren (Tab.8).

Bei Schaltprothesen muß die Ursache hierfür in erster Linie in werkstoffkundlichen Mängeln gesucht werden. Elastizitätsverlust von Auflegern und Klammern, Bruch von Auflage- und Verbindungselementen, mangelhafte Füllungen und ähnliches sind in der Regel hierfür verantwortlich zu machen. Aber selbst dann werden Schäden im Bereich des Parodontiums nur auftreten, wenn der Patient es versäumt den Zahnarzt aufzusuchen, um diesen Mangel beheben zu lassen. Daneben waren auch technische Fehler Ursache der Resorption des Prothesenlagers. Durch Aufstellung der Zähne vor dem Kieferkamm bestand keine rein parodontale Lagerung, sodaß eine unfunktionelle Beanspruchung des Alveolarfortsatzes im Frontzahnbereich und der Pfeiler-zähne durch Kippmomente hervorgerufen wurde.

Wie aus Tabelle 8 hervorgeht waren 4 von 27 im Oberkiefer eingegliederten Schaltprothesen abgesunken. Die Schuld lag in 2 Fällen an der Nichtbeachtung statischer Gesichtspunkte bei der Aufstellung, in einem Fall am Bruch eines Stützelementes.

Im Unterkiefer führten 4 von 21 vollabgestützten Prothesen zur Resorption des Prothesenlagers. Elastizitätsverlust und Ignoranz einer unter dem Aufleger herausgebrochenen Füllung mußten bei zwei Patienten für das Absinken des Zahnersatzes verantwortlich gemacht werden. Durch die Lösung der Bügelretention aus dem Kunststoff im Sei-

tenzahnbereich, sowie ungenügende Präzision bei der Erweiterung der Prothese um einen Zahn und daraus resultierende Verschiebung, ist der vertikale Knochenabbau der weiteren zwei Mißerfolge zu erklären.

Während die Resorptionerscheinungen im Unterkiefer alle auf vermeidbare Fehler zurückzuführen waren, konnten die starken Abbauvorgänge unter einer Prothese im Oberkiefer nur damit erklärt werden, daß die Pfeilerzähne mit der Prothese durch hyperfunktionelle Betätigung der Kaumuskulatur introdiert wurden, wie es vor allem bei Knirschern und Pressern vorkommt.

Obwohl K.HÄUPL (zit. nach H.D.MÄRTTERER²²) die Schädigung des Prothesenlagers auf übersteigerte mechanische Reize zurückführt, und damit einen möglichst kippungsfreien Prothesensitz fordert, der nur einen Teil der Kräfte auf den Prothesenuntergrund überträgt, setzt er für den "starr" abgestützten Zahnersatz die Indikationsbreite nicht über die des festsitzenden. Andere Autoren wie W.DRUM, H.VAN THIEL (zit. nach B.TRÄGER³⁴) befürworten die starre Abstützung bei uni- und bilateralen Frendlücken, setzen aber dem Erfolg eine sattelferne Abstützung voraus, während R.VOSS³⁵ betont, daß gerade das gegossene Gerüst die sattelnahe Abstützung ermöglicht, die bei der Anwendung von Drahtelementen unweigerlich zu vertikalem Abbau führt.

Mit diesen Widersprüchen in der Indikationsbreite und der Art der "starrten Abstützung" gewinnt die Planung des dental-gingival getragenen Ersatzes an Bedeutung, während die Erörterungen über werkstoffkundliche Mängel - im Gegensatz zu den dental getragenen Prothesen - in den Hintergrund treten und Brüche eher als Folge der Fehlplanung aufzufassen sind. Denn die Art der Abstützung und die Bezahnung des Gegenbisses sind gerade bei der Belastung kurzer und langer Freundsättel von höchster Wich-

tigkeit und für den prothetischen Erfolg ausschlaggebend.

Auch Fehler bei der Gestaltung des Zahnersatzes, wie sie bei der Aufstellung der künstlichen Zahnreihe, der Ausdehnung der Prothesenbasis auftreten, führen bei dentalgingival getragenen Teilprothesen viel eher zu Mißerfolgen, als dies beim dental getragenen Ersatz der Fall ist.

Die Untersuchung von 63 linear abgestützten Prothesen ergab, daß insgesamt 8 abgesunken waren (Tab. 8). Im Oberkiefer konnte bei 6 Prothesen die Verlagerung eines Prothesensattels in der Vertikalen, die durch Aufliegerbruch zustande kam, festgestellt werden. Bei der Abstützung über die obere Front besteht allerdings der Verdacht, daß eine Protrusion der natürlichen Zähne und damit verbundene Parallelverschiebung vorkommen kann. Da ein Vergleich mit der früheren Zahnstellung jedoch nicht gegeben war, können keine genauen Aussagen über eine Verlagerung der restlichen 5 Prothesen gemacht werden. Im Unterkiefer ergab die Kontrolle, daß von 57 Prothesen insgesamt 7 abgesunken waren. Die Ursache zweier Mißerfolge war in Aufliegerbrüchen zu suchen, in 2 weiteren Fällen war es bei linearer Abstützung über die Molaren und die Seitenzahnreihe durch Klammerbruch zu erhöhter Beweglichkeit der Prothesen in transversaler und vertikaler Richtung und damit zu Resorptionserscheinungen am Kieferkamm gekommen. Bei zwei Patienten war der Alveolarschwund iatrogen bedingt, da die Elemente nach späterer Überkronung sowie konservierender Versorgung der Stützzähne nicht angepaßt wurden und dadurch zu schädlichen Kippmomenten führten.

Besondere Aufmerksamkeit haben wir den Kombinationsprothesen gewidmet, also Prothesen, die auf einer Seite einen Schaltsattel aufweisen, deren andere Seite jedoch

als Freiendsattel gestaltet und meist sattelnah abgestützt ist. Die dabei angewandte Art der Abstützung widerspricht den von KANTOROWICZ¹⁵ aufgestellten kinematischen Gesetzen der Abstützung, da die Verbindungslinie der Abstützungspunkte die Prothese nicht tangiert, sondern durch die Prothese verläuft und somit eine Kippung des Zahnersatzes theoretisch nicht ausgeschlossen ist.

Weiter scheint der Abstützung übers Dreieck, wie wir sie nennen, bei anteriorer Verblockung die elastische Deformation des Unterkiefers entgegenzustehen, also die Tatsache, daß durch den Zug der Mundöffner und -schließer eine Verengung des unteren Basalbogens im posterioren Bereich auftritt. Bei größerer Belastung wandern die Zähne in und mit der Alveole nach außen ab; nur die letzten Molaren des Unterkiefers werden nach der Zunge hin verlagert, das heißt, die Deformationen stocken sich zungenwärts auf (F. JUNG¹²).

Praktisch müßte sich nach diesen Überlegungen, wenn überhaupt, die übers Dreieck abgestützte Prothese im Oberkiefer besser bewähren als im Unterkiefer, da hier durch die Kompression im anterioren und posterioren Bereich eine Wanderung aller Zähne nach außen stattfindet.

F. JUNG¹² empfiehlt deshalb im Unterkiefer möglichst eine Abstützung auf der Front- oder Seitenzahnreihe vorzunehmen und sieht eine Indikation zur Abstützung übers Dreieck nur dann, wenn durch den Gegenbiß eine reduzierte Kauleistung vorhanden ist, während diese Abstützung im Oberkiefer dann zulässig ist, wenn die grobe Kauarbeit von der dental getragenen Seite übernommen werden kann. Da eine starre Abstützung in den USA von jeher bedenkenlos angewandt wird, soll später in einer kritischen Beurteilung festgestellt werden, welche Indikation der nicht im anterioren Bereich verblockten Teilprothese zugespro-

chen werden darf.

Im Laufe der Untersuchung konnten unter 8 von 52 übers Dreieck abgestützten Prothesen Resorptionserscheinungen des Alveolarfortsatzes festgestellt werden. Bei 2 von 17 im Oberkiefer eingegliederten Teilprothesen war der Kieferschwind durch einen Auflegerbruch sowie durch Aufstellung der künstlichen Zahnreihe vor der Kammlinie und allzugroße Extension der Basis hervorgerufen worden.

Im Unterkiefer waren 6 von 35 Prothesen abgesunken. Nur in einem Fall war die Ursache im Bruch des Stützelementes zu suchen, die weiteren Resorptionserscheinungen mußten auf technische Mängel und Fehlplanungen zurückgeführt werden. Der vertikale Abbau unter 2 Freiendsätteln war durch Nichtbeachtung statischer Gesichtspunkte bei der Aufstellung, sowie durch zu große Extension der Basis entstanden. Ferner führte die sattelnahe Abstützung bei kurzem Sattel in zwei Fällen zu distaler Randeinsenkung der Prothesen, und bei einem weiteren kurzen Sattel mit sattelferner Abstützung kam es durch Fehlbela- stung viermal zu Klammerbruch und Absinken des Zahnersatzes.

Die Gegenüberstellung von rotationsfähig und übers Dreieck abgestützten Prothesen ist jedoch erst möglich, wenn in die Untersuchung Schäden im Bereich des Parodontiums und der Gingiva, vor allem aber die Lockerung der Pfeilerzähne mit einbezogen wird. In früheren Abschnitten wurde bereits darauf hingewiesen, daß die gingival getragene Prothese durch Überbelastung des Restgebisses zu parodontalen Schäden führt, und die Schädigung der Gingiva durch Klammern und Sättel beim Absinken der Prothese zustandekommt. Die gleichen, ja sogar gravierendere Ergebnisse werden wir bei Auflegerbrüchen der dental-gingival getragenen Prothesen infolge der kleineren Basis zu

erwarten haben. Andererseits kann ein falsch beanspruchter Pfeilerzahn Entzündungen im Bereich des Marginalsaumes und Lockerungserscheinungen zeigen, die mit seiner Fehlbelastung in Zusammenhang gebracht werden müssen. Schließlich muß überprüft werden, ob eine Beziehung zwischen Lockerung und elastischer Deformation des Unterkiefers besteht.

Schäden der Gingiva durch Halteelemente waren während der Nachuntersuchung kaum zu verzeichnen. In vier Fällen war eine größere Retraktion des Marginalsaumes durch Fehlbelastung entstanden. Schwund des Alveolarkammes, Klammerbruch und primärer Aufbiß des Antagonisten auf das Stützelement führten zu unphysiologischen Reizen. Bei zwei weiteren Patienten waren Hypertrophien an gelockerten Stützzähnen rotationsfähig abgestützter Teilprothesen im Unterkiefer aufgetreten. Leider wurde dabei versäumt festzustellen, ob es sich dabei um gekippte Pfeilerzähne handelte, denn G.N. ANDERSON¹ führt die Entstehung von Hypertrophien und Gingivitiden in sattelnahen Zonen auf das Fehlen einer natürlichen Reinigungszone zurück und fordert bei überhängenden Zähnen eine freie Zone zwischen Sattel und Kontaktpunkt des Zahnes, die einen Winkel von 25 Grad bilden soll.

In nur zwei Fällen konnte eine Rötung des Gingivalsaumes gefunden werden, deren Entstehung durch eine nach Klammerbruch bedingte größere Prothesenbeweglichkeit, sowie durch den Schleimhautreiz einer rückläufigen Klammer zu erklären war.

Weitaus höher lag die Zahl der Zahnlockerungen (Tab. 9). In 17 Fällen konnte eine Pfeilerlockerung zweiten bis dritten Grades, gemessen nach den Richtlinien der ARPA, festgestellt werden, wobei nur bei vier Patienten die Lockerung der Stützzähne mit dem Absinken der Prothese verbunden war.

Auch hier erschien es notwendig, eine Gliederung nach Art der Abstützung vorzunehmen, da zweifellos ein Zusammenhang von Pfeilerlockerung und Beweglichkeit der Prothese besteht.

Bei 48 Patienten mit dental getragenen Prothesen zeigten 2 Stützzähne größere Beweglichkeit.

Von 136 Pfeilerzähnen im Oberkiefer waren 2 zweiten Grades gelockert, wobei der parodontale Schaden in vielen Fällen durch Überbelastung infolge Nonokklusion im Eckzahnbereich entstand, während die Lockerung im anderen Falle mit der Vertikalverlagerung des Sattels in Verbindung gebracht werden muß.

Im Unterkiefer waren keine pathologischen Veränderungen des Zahnhalteapparates aufgetreten.

Bei 63 Patienten mit rotationsfähig abgestütztem Ersatz waren 9 Pfeiler stärker beweglich.

Im Oberkiefer zeigte von 31 Stützzähnen nur einer Lockerung zweiten bis dritten Grades, die sich durch die Resorption des Prothesenlagers erklären läßt, wobei eine Abstützung über die Seitenzahnreihe gewählt worden war.

Im Unterkiefer waren 8 von 144 Zähnen stärker beweglich. Lockerung zweiten Grades entstand in 5 Fällen, bei denen technische Mängel mitverantwortlich gemacht werden müssen: Abstützung über die Molaren bei extendierter Basis, sowie Schübe beim Aufbiß, führten zur Überbelastung zweier Pfeiler. In zwei weiteren Fällen hatte sich der endständige Zahn, trotz sattelferner Abstützung, gelockert. Bei einem Patienten war der lose Sitz der Prothese Ursache des Mißerfolgs.

Durch starken Schwund des Alveolarfortsatzes im Frontzahnbereich kam es bei drei Prothesen zu Kippungen und Lockerung dritten Grades.

Bei 52 Patienten mit übers Dreieck abgestützten Prothesen zeigten sechs Pfeilerzähne größere Parodontium-

schäden.

Im Oberkiefer mit 43 Stützzähnen war nur ein Zahn zweiten Grades gelockert. Ursache war in diesem Fall die Überbeanspruchung des Pfeilers am anterioren Teil des Schaltsattels nach Klammerbruch bei einer Abstützung 73/7.

Im Unterkiefer waren bei 151 Pfeilern an 5 Zähnen Abbauvorgänge der Alveolen aufgetreten. Die Lockerung zweiten Grades war in einem Fall durch den schlechten Sitz des Zahnersatzes bedingt. Unsachgemäße Aufstellung einer Prothese sowie Resorptionerscheinungen des Prothesenlagers bei zwei weiteren Prothesen führten zu unphysiologischer Belastung der Pfeiler.

Klammerbruch und Lockerung dritten Grades waren durch Fehlbelastung des Pfeilers am anterioren Teil des dental getragenen Sattels entstanden, bei einer Abstützung 73/7.

Diskussion.

Schwieriger als die bisherigen Untersuchungen gestaltete sich die Bewertung unterschiedlich gelagerter Teilprothesen.

Theoretisch könnte man annehmen, daß der rein parodontale Ersatz nicht zum Absinken neigt und damit eine Resorption des Prothesenlagers vermieden wird. Wir mußten jedoch feststellen, daß von 48 rein dental gelagerten Teilprothesen 8 zu Abbauerscheinungen des Alveolarfortsatzes führten (17%). Hierfür konnte in den meisten Fällen unsachgemäße Arbeit, sowie fehlende Mitarbeit des Patienten verantwortlich gemacht werden, sodaß einige Schäden sowohl im Bereich des Kieferkammes als auch der Parodontien mit Sicherheit nicht aufgetreten wären, wenn die Patienten die empfohlenen Kontrolluntersuchungen eingehalten hätten. In anderen Fällen wurde vielleicht die Indikationsgrenze überschritten, da zweifellos unter dem Gesichtspunkt einer leicht möglichen Erweiterung bei vielen Patienten Schaltprothesen eingegliedert wurden, deren Pfeiler der Belastung eines festsitzenden Ersatzes nicht mehr gewachsen waren.

Im Gegensatz zur dental getragenen Prothese besteht in der deutschen Literatur hinsichtlich der starren Abstützung beim dental-gingival getragenen Zahnersatz keine einheitliche Auffassung. Der Resilienz des Prothesenlagers wird immer noch allzu große Bedeutung zugesprochen. Obwohl die Messungen im Unterkiefer von SCHWARZ (1-1.5 mm/cm²; zit. nach KANTOROWICZ¹⁵), SPRENG (1.3 mm/cm²; zit. nach SCHÖN³⁰), KANTOROWICZ¹⁵ (0.3 - 1.5 mm/cm²) und nicht zuletzt NESBET (0.8 - 0.4 mm/cm²; zit. nach TRÄGER³⁴) infolge der verschiedenen Voraussetzungen eine größere Variationsbreite zeigen, betonen sie alle, daß die Schleimhautnachgiebigkeit keiner besonderen Berücksichtigung

bei der Prothesenkonstruktion bedarf, sofern das Vorgehen beim Abdruck richtig gewählt und die von KANTOROWICZ¹⁵ geforderte distale Sattelsextension eingehalten wird. Stellt man dabei den zweiten Molaren bereits außer Okklusion und wird durch Equilibrieren des Bisses eine gleichmäßige Belastung bei der Artikulationsbewegung erreicht, so werden die seitlichen Kaudruckkomponenten weitgehend ausgeschaltet, sodaß sie keine schädigende Wirkung auf den Alveolarfortsatz und das Perio - dontalgewebe ausüben können. Dasselbe gilt auch für den Oberkiefer, obwohl hier die Resilienz, besonders in der Fett- und Drüsenzzone ($2 - 3.5 \text{ mm/cm}^2$), weit größer ist als im Unterkiefer.

Wichtig erscheint hingegen die Einbeziehung des Gegenbisses in die Prothesenplanung. W. REITHER²⁹ kritisierte bereits, daß in den meisten Fällen nur die Betrachtung des zu versorgenden Kiefers vorgenommen wird, obwohl bereits W. WILD von einem "Kauorgan" spricht, STEINHARDT eine Einteilung brachte in "Gebisse, bei denen die Bißlage durch natürliche Zähne gesichert ist, und Gebisse, bei denen die Bißlage durch natürliche Zähne nicht mehr gesichert ist".

Wir versuchten deshalb eine Untergliederung nach der Kauleistung des Gegenbisses vorzunehmen, wobei wir unter "voller Kauleistung" eine zumindest voll funktionstüchtige Gegenbezahnung, beziehungsweise einen dental getragenen Ersatz verstehen. Als "teilweise reduzierte Kauleistung" bezeichnen wir teilweise abgestützten Zahnersatz, partielle Bezahnung, bei der zumindest eine Dreipunktabstützung besteht, sowie gingival getragene Prothesen, die keine Veränderung des Alveolarfortsatzes zeigen. Unter "reduzierter Kauleistung" werden Totalprothesen und funktionsuntüchtiger Zahnersatz eingestuft. Leider mußte schon während der Untersuchung festgestellt werden,

daß die Zahl der erschienenen Patienten zu gering war, um allgemein verbindliche Schlüsse ziehen zu können. Deshalb war es nur möglich aus der groben Gliederung der Prothesenlagerung Vergleiche anzustellen, während wir uns bei der Betrachtung des Gegenbisses und der Beurteilung kurzer Sättel zum Teil auf klinische Erfahrungen stützten, die in weiteren Nachuntersuchungen bestätigt werden müssen.

Bei der Untersuchung linear abgestützter Prothesen waren 8 von 63 (13%) abgesunken. Wie aus Tabelle 10 hervorgeht kam es unter 22 Teilprothesen mit kurzem Sattel, bei denen nur die beiden letzten Molaren ersetzt worden waren, zu keinen ausgeprägten Abbauerscheinungen. Die Okklusion blieb gewahrt und nur bei digitaler Belastung konnten geringe Veränderungen in der Vertikalen gefunden werden, sodaß nicht festgestellt werden konnte, inwiefern daran die Kompression der Schleimhaut beteiligt war. Da in den meisten Fällen eine sattelferne Abstützung bestand, bestätigte sich die Erfahrung, daß bei dieser Führung nahezu eine Parallelverschiebung der Prothesenbasis zustandekommt, die bei dem meist vorhandenen teilweise reduzierten oder gar reduzierten Gegenbiß kaum zur Schädigung der Gewebe führt - vorausgesetzt, daß die Mitarbeit des Patienten gesichert ist.

Dagegen haben sich die auf der Seitenzahnreihe abgestützten Prothesen nicht bewährt. Zwei von drei im Unterkiefer eingegliederten Prothesen führten zur Resorption des Kieferkammes, wobei der Bruch eines Stützelementes in einem Fall die regressiven Vorgänge sogar noch beschleunigte. Die Sattelführung dieser Prothesen ist denkbar ungünstig, da die Sattelbewegung senkrecht zur Auflagenachse verlaufen soll. Dazu kommt, daß diese Abstützung bei einer Restbezahnung 3-7 angewandt wurde, und somit die Führungssachse gegenüber dem schleimhautgetragenen Sattel zu kurz ist

(Tab.10).

Da die gleiche Abstützung im Oberkiefer fast ausschließlich angewandt wurde, ohne daß es zu pathologischen Veränderungen des Prothesenlagers kam, ist ein Zusammenhang mit der elastischen Deformation möglich (Tab.10b).

Die sattelnahe Abstützung scheint sich, entgegen unserer Erfahrung, bei linear abgestützten Prothesen mit langem Sattel etwas besser zu bewähren als die sattelferne. Die geringe Differenz der Mißerfolge beider Arten kann jedoch hinsichtlich der niederen Zahlenwerte zufallsbedingt sein. Von 15 Prothesen mit sattelnahe Abstützung war eine durch Auflagerbruch abgesunken; von 16 Prothesen mit sattelferner Abstützung führten vier, davon zwei durch Auflagerbruch, zu Abbauerscheinungen.

G.N.ANDERSON¹ führt die Resorptionserscheinungen, zu denen es besonders am distalen Ende langer Sättel kommt, darauf zurück, daß bei der Abstützung auf nur zwei Pfeilern die horizontale Versteifung der Klammerarme unzureichend ist, und fordert deshalb eine möglichst breite Gestaltung der oberen zwei Drittel des Klammerarmes, oder die Einbeziehung mehrerer Zähne.

G.W.HINDELS¹⁰ empfiehlt die Methode kontrollierter Kraftbrechung, bei der die okklusale Auflagen - bei unfälscht wiedergegebener Prothesenbasis - erst dann dem Stützzahn leicht aufliegen, wenn die Sättel unter der Kau- last die Mucosa leicht verdrängen. Die Gewebeverschiebung und damit die Belastung des Kieferkammes wird durch das erst spät zustandekommende aufliegende Stützelement somit auf ein Minimum beschränkt.

Bei der Überprüfung von 52 übers Dreieck abgestützten Prothesen zeigten ebenfalls 8 Resorptionserscheinungen des Alveolarfortsatzes (15%).

Im Unterkiefer waren im Gegensatz zur linearen Abstützung größere Mißerfolge bei kurzen Sätteln zu verzeichnen. Von

7 sattelnah abgestützten Prothesen waren 2, von 9 sattelfern abgestützten eine abgesunken. Wir führten dies darauf zurück, daß eine sichere Führung der Prothese nicht möglich ist, da bei einer Versteifung der Front die elastische Deformation im Bereich der Molaren besonders ausgeprägt ist (Tab. 11).

Von 10 sattelnah abgestützten Prothesen mit langem Sattel zeigten zwei vertikale Verlagerung; bei sattelferner Abstützung waren 3 von 5 Prothesen abgesunken, davon eine durch Bruch des Stützelementes. Die sattelnah Abstützung erscheint demnach für die Erhaltung des Alveolarkammes vorteilhafter, jedoch mußte das Zahnmateriäl wesentlich vergrößert werden, um eine Erklärung hierfür zu finden. Allerdings geht daraus hervor, daß die Abstützung übers Dreieck trotz der von KANTOROWICZ¹⁵ aufgestellten Behauptung anwendbar ist. Auch H. D. MÄRTTERER²² stellte in seiner Nachuntersuchung fest, daß bei starrer Abstützung des Freiendsattels keine Sattelführung zustandekommt und die Kippung der Prothese relativ gering ist. Die bevorzugte Indikation dieser Abstützungsart im Oberkiefer läßt sich, da nur wenige Teilprothesen in den Oberkiefer eingegliedert worden waren, nicht beweisen, jedoch scheint aus dem Untersuchungsmaterial hervorzugehen, daß sich diese Abstützung im Unterkiefer bei langem Sattel und reduziertem, wie auch teilweise reduziertem Gegenbiß durchaus bewährt und mindestens der linearen Abstützung gleichzusetzen ist.

Man darf demnach feststellen, daß die starre Abstützung in Bezug auf die Resorption des Prothesenlagers mit Erfolg angewandt werden kann. Bei druckloser Abdrucknahme werden die transversalen Kräfte in den meisten Fällen durch die versteifende Wirkung der Klammer abgefangen, nach Möglichkeit sollten jedoch mehr als zwei Pfeiler herangezogen werden. Kürzere Sättel sollten sattelfern

abgestützt werden, sofern der Gegenbiß nicht reduziert ist. In diesen Fällen sollte jedoch die Abstützung übers Dreieck, zugunsten einer linearen Abstützung, vermieden werden.

Die Zerstörung des Parodontiums durch Drahtklammern erklärte sich durch Versuche von ESCHLER (zit. nach F. SCHÖN³⁰), der histologisch nachweisbare Veränderungen auf der Druckseite des Parodontiums schon bei Dauerkräften von 5 Gramm feststellte, die sich bei 50 Gramm zu umfangreichen Nekrosen an der Wurzelhaut und zu Knochenabbau steigern können. Wenn nun nach LOEBICH (zit. nach F. SCHÖN³⁰) ein Draht von 1 mm Dicke bei einer Deformation von 0.5 mm eine Kraftwirkung von 500 Gramm hat, so ist damit die Kontraindikation für dessen Verwendung unbedingt gegeben. Auflageklammern mit distaler Auflage bedeuten keine Verbesserung, da zu den unkontrollierbaren Kräften noch distale Kippwirkungen seitens des Freundsattels hinzukommen (zit. nach F. SCHÖN³⁰).

Beim Bruch gegossener Stützelemente kommt es jedoch zu denselben Erscheinungen wie bei der gingival getragenen Prothese. Da der Kaudruck nun direkt auf den Alveolarfortsatz übertragen wird, ist Knochenabbau die Folge, der jedoch zu den endständigen Zähnen hin geringer ist als im distalen Sattelbereich. Das Absinken der Prothesenbasis führt zu Papillenquetschung, Taschenbildung und vertikalem Knochenabbau, der durch die Überbelastung des endständigen Pfeilers noch verstärkt wird. Die gleiche Erscheinung kommt durch insuffiziente Aufleger mit ungenügender Dicke zustande. Die Prothese hat die Funktion eines "gum strippers", wie man diese in den USA nennt. Auch beim Bruch des bukkalen Armes gegossener Klammern kommt es zu pathologischen Veränderungen des Parodon-

tiums. Wie F. JUNG¹³ an Studenten, die klammerlose Platten trugen, feststellte, weichen die Zähne der Platte aus. Dadurch kommt es zu den von W. DRUM⁵ nachgewiesenen Parafunktionen.

Entfallen diese Faktoren, so werden bei den dental getragenen Prothesen wohl kaum größere Schäden am Parodontium auftreten. Bei der Untersuchung von 48 Prothesen zeigten nur 2 Stützzähne größere Beweglichkeit (4%), die in einem Fall mit dem Absinken des Zahnersatzes erklärt werden konnte (Tab. 12).

Bei den rotationsfähig abgestützten Prothesen waren hingegen 9 Zähne gelockert (14%). Trotz sattelferner Abstützung kam es bei 22 Prothesen mit kurzem Sattel zur Lockerung zweier Zähne. Bei 28 Prothesen mit langem Sattel waren 5 Pfeiler zweiten bis dritten Grades beweglich, davon 4 bei sattelnaher Abstützung. Bei letzteren war allerdings in einem Fall der Zusammenhang mit der Veränderung des Prothesenlagers ersichtlich. Vier Unterkieferprothesen, die auf der Seitenzahnreihe abgestützt waren, führten in einem Fall zu vertikalem Abbau der Alveole, während bei 3 im Oberkiefer eingegliederten Prothesen der gleichen Abstützung ebenfalls eine Pfeilerlockerung gefunden werden konnte. Da der Gegenbiß in allen Fällen reduzierte Kauleistung zeigte, konnte dieser nicht für die Schäden verantwortlich gemacht werden (Tab. 10 und 10 b).

Bei vielen Patienten war, aus uns zunächst unerklärlichen Gründen, trotz reduzierten Gegenbisses der nicht zur Kauarbeit verwendete Freilandsattel abgesunken. G. W. HINDELS¹⁰ beobachtete Zahnlockerung bei Freundprothesen im Unterkiefer, deren bukkale Höcker auf der Kammitte aufgestellt waren. In diesen Fällen, so behauptet er, bewegt sich die Prothesenbasis auf der Arbeitsseite gegen die Mucosa, während sich gleichzeitig die Prothesenbasis auf der Balanceseite bis zum Ende des Kaustoßes anhebt. Ist der Pfeilerzahn starr

umfaßt, so neigt er dazu, mit jedem Kauimpuls von der Klammer aus seinem Fundament gestoßen zu werden. Diese Rotation der Prothesenbasis kann dadurch reduziert werden, daß die bukkalen Höcker zwischen Kammitte und linea mylohyoidea aufgestellt werden, und möglichst eine geringe Klammerbewegung in gingivo-okklusaler Richtung gewährleistet wird.

Die "Hebelprothese" hat an Problematik verloren. Schon FISCHER (zit. nach F. SCHÖN³⁰) hat errechnet, daß bei einer Sattellänge von 50 mm der Eckzahn an seiner Kronenspitze, bei Belastung des Sattels, einen Weg von 0.3 mm zurücklegen kann, und daß eine unphysiologische Zahnbewegung erst bei verkürztem Sattel stattfindet. Deshalb ist in diesen Fällen beim linear abgestützten Ersatz eine sattelferne Abstützung angebracht, die sich möglichst bis zum Eckzahn erstrecken soll. Aus parodontalprophylaktischen Gründen sollte, im Gegensatz zur Resorptionsbereitschaft des Kieferkammes, auch beim langen Sattel die sattelnahe Abstützung vermieden werden.

Bei dem Übers Dreieck abgestützten Zahnersatz waren 6 Zähne bei 52 Prothesen gelockert (12%). Eine größere Beweglichkeit zweier Pfeiler konnte bei 16 Teilprothesen mit kurzem Freiendsattel gefunden werden. In beiden Fällen war der Gegenkiefer in seiner Kauleistung reduziert. Unterschiede zwischen sattelnaher und -ferner Abstützung zeigten sich dabei nicht (Tab. 11 und 11 b).

Jedoch schienen die Stützzähne langer Sättel bei sattelnaher Abstützung eher zu pathologischen Abbauvorgängen zu neigen, als solche mit sattelferner Abstützung. 2 Pfeiler von 10 Prothesen, an denen die Auflage zum Sattel hin angebracht war, waren gelockert; in einem Fall war die Prothese abgesunken. Die Kauleistung des Gegenbisses war in beiden Fällen reduziert.

In die Abstützung übers Dreieck wurden auch solche

Prothesen einbezogen, die über die beiden Molaren sowie einen Caninus abgestützt waren. Sie haben sich nicht bewährt, da es zu ungünstiger Belastung des Pfeilers am anterioren Teil des Schaltsattels kam. Klammerbruch und größere Beweglichkeit konnten an einem Pfeiler von 4 im Unterkiefer, sowie an einem Stützzahn von 7 im Oberkiefer eingefügten Prothesen gefunden werden.

Auf die Frage nach der bevorzugten Kauseite gab der weit- aus größte Teil der Patienten an, auf der dental getragenen Seite die grobe Kauarbeit zu verrichten. 11 Patienten mit Kombinationsprothesen im Unterkiefer, sowie 5 Patienten mit solchen im Oberkiefer, benutzten sowohl den parodontal, als auch den dental-gingival getragenen Sattel und in nur 6 Fällen wurde der Freiendsattel im Unterkiefer, worunter sich ein abgesunkener Sattel befand, bevorzugt. Mehr oder weniger bewußt blieb so der minderwertigere Prothesenteil von stärkeren Kauschüben verschont, und da bei starrer Abstützung am Freiendsattel eine Sattelführung fehlt, blieb die Resorption des Prothesenlagers in physiologischen Grenzen.

Zusammenfassend wäre somit zu sagen, daß sich die gegossenen Elemente in Hinsicht auf die Erhaltung des Parodontiums und des Alveolarfortsatzes durchaus bewährten. Bei linear abgestützten Prothesen sollte die sattelferne Lagerung bevorzugt angewandt werden. Die Abstützung über eine Seitenzahnreihe ist nach Möglichkeit zu vermeiden. Beim übers Dreieck abgestützten Zahnersatz ist bei langem Sattel, aus parodontalprophylaktischen Gründen, ebenfalls die sattelferne Abstützung vorzuziehen. Dagegen sollte bei kurzen Sätteln, sowie bei einer Abstützung über die zweiten Molaren und einen Eckzahn in beiden Kieferhälften aus Gründen der elastischen Deformation die Abstützung übers Dreieck, zu Gunsten einer linearen, vermieden werden. Nicht zuletzt sollte betont werden, daß viele Mißerfolge,

sowohl was die Zahnlockerung, als auch die Resorption des Prothesenlagers anbelangt, darauf zurückzuführen sind, daß die Einschubrichtung zwar axial zum Pfeilerzahn, jedoch nicht gleichzeitig senkrecht zum Prothesenlager erfolgt. Bei der Beurteilung der Prothesen verschiedener Abstützung nach Mißerfolgen entstand die Schwierigkeit, ob ein Auflegerbruch bereits als solcher zu werten ist und wie eine Lockerung ersten bis zweiten Grades einzustufen ist, wenn der Aufnahmebefund von einem Kollegen stammt. Schließlich wurde - nach eingehender Überlegung - nur die größere Pfeilerlockerung (Lockerung II, III), sowie die Resorption des Prothesenlagers gewertet.

Dabei hat sich der dental getragene Zahnersatz mit nur 9 Mißerfolgen bei 48 Prothesen am besten bewährt. Der dental-gingival gelagerte Ersatz steht ersterem mit 16 Mißerfolgen bei 63 Teilprothesen linearer Abstützung und mit 12 Mißerfolgen bei 52 Prothesen mit einer Abstützung übers Dreieck kaum nach (Tab.13).

Statistische Auswertung.

Da jede Untersuchung durch unkontrollierbare zufällige Faktoren beeinflusst wird, differieren die Werte einer Untersuchungsserie untereinander um kleinere oder größere Beträge, die sich symmetrisch um den Mittelwert verteilen. Dieser Mittelwert wird der "wahren Größe" umso näher kommen, je größer das Untersuchungsgut ist, aber nur bei einer unendlichen Anzahl mit ihr übereinstimmen. Da diese Forderung nie zu erfüllen ist, müssen Stichproben gemacht werden, die mit der Grundgesamtheit (Population) verglichen werden müssen (zit. nach J.R. GEIGY⁷). Letztere ergibt sich aus der Gesamtzahl der in einem Stück gegossenen Prothesen, mit denen die Patienten versorgt wurden. Die Stichproben dieser Nachuntersuchungen bezeichnen nur qualitative Merkmale: Erfolg - Mißerfolg. Der Einfluß eines bestimmten Merkmals wird dabei in den Stichproben durch die relative Häufigkeit gemessen, mit der Gruppen dieser Merkmale in Relation zur Gesamtzahl vorkommen.

Für den qualitativen Vergleich zweier Wahrscheinlichkeiten eignet sich der Chi-Quadrat-Test, zumal es darum geht, theoretische Vorstellungen zu sichern und an Hand der Stichproben zu prüfen, ob es sich um ein rein zufälliges Ergebnis der angewandten Behandlungsmethode, oder aber um ein signifikantes Ergebnis handelt.

"Mit Hilfe des Tests wird geprüft mit welcher Irrtumswahrscheinlichkeit die angenommene Hypothese mit der Evidenz der Stichproben vereinbar ist, das heißt, in wieweit aus der Differenz der relativen Häufigkeit der Stichproben auf eine statistisch gesicherte Differenz der Wahrscheinlichkeiten der Grundgesamtheiten geschlossen werden kann" (zit. nach H.D. MÄRTTERER²²).

Ausgangspunkt für das Chi-Quadrat-Verfahren ist die Null-

Hypothese, beider man annimmt, daß kein Unterschied zwischen den beobachteten Häufigkeiten besteht, und die aufgetretenen Schwankungen rein zufällig sind. Deshalb berechnet man mit welcher Wahrscheinlichkeit P diese beobachteten Häufigkeiten - bei zutreffender Null-Hypothese - auftreten.

"Ist P kleiner als 1 % ($P < 0.01$), so wird die Null-Hypothese verworfen und der Unterschied zwischen den beobachteten Häufigkeiten gilt als gesichert. Ist P größer als 0.01, aber nicht größer als 0.05 ($0.05 > P > 0.01$), so wird der Unterschied als auffällig angesehen, das heißt, eine endgültige Sicherung ist durch Vergrößerung der Gesamtzahl der Beobachtungen anzustreben. Ist P größer als 0.05, so kann nicht unbedingt gefolgert werden, daß zwischen den Beobachtungsreihen kein Unterschied besteht. Die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten derartiger Häufigkeiten bei Zutreffen der Null-Hypothese ist jedoch dann so groß, daß die Null-Hypothese nicht abgelehnt werden kann" (zit. nach C. KARNOP¹⁶).

Bei der Berechnung des Chi-Quadrat-Verfahrens wird jeder beobachtete Wert x_x mit einem Erwartungswert e_x verglichen, der sich durch die Multiplikation der Wahrscheinlichkeit P_x mit der Gesamtzahl n ergibt.

$$\chi^2 = \frac{(a_x - e_x)^2}{e_x}$$

a_1	b_1	c_1		n_1
a_2	b_2	c_2		n_2
a_3	b_3	c_3		n_3
a_x	b_x	c_x	x_x	n_x
a	b	c	x	n

Abb.7

Die Wahrscheinlichkeit, daß ein Wert, bei Unabhängigkeit der einzelnen Werte, in der ersten Zeile auftritt, ist:

$$P_{n_1} = \frac{n_1}{n} = \frac{\text{Summe der ersten Zeile}}{\text{Gesamtsumme}}$$

Für die erste Spalte ist die Wahrscheinlichkeit:

$$P_a = \frac{a}{n}$$

und für das erste Feld der ersten Zeile ergibt sich die Wahrscheinlichkeit:

$$P = P_{n_1} \cdot P_a = \frac{n_1 \cdot a}{n^2}$$

Allgemein wäre

$$P = P_{n_x} \cdot P_x = \frac{n_x \cdot x}{n^2}$$

Da der Erwartungswert

$e = P \cdot n$ ist, ergibt sich

$$e = P_{n_x} \cdot P_x \cdot n = \frac{n_x \cdot x \cdot n}{n^2} = \frac{n_x \cdot x}{n}$$

Der gewonnene Parameter χ^2 muß nun unter Berücksichtigung der Gesamtzahl der miteinander verglichenen Gliederpaare in relative Werte umgerechnet werden. Da unabhängige Werte vorausgesetzt wurden, ist die Zahl der Freiheitsgrade f

$$f = (k - 1) (l - 1).$$

Dabei entspricht k der Anzahl der Zeilen und l der Anzahl der Spalten.

Die Randhäufigkeiten der Mehrfeldertafel (Abb. 7) werden dabei als gegeben angesehen, der letzte Wert der jeweiligen Spalte oder Zeile ist durch die gegebene Randhäufigkeit bestimmt.

Für die Vierfeldertafel ergibt sich der Freiheitsgrad $f = 1$, mit dessen Hilfe man in den wissenschaftlichen Tabellen (Geigy) die Wahrscheinlichkeit P ablesen kann.

"Die 2xn-Feldertafel (2 Spalten, n Zeilen) ist dadurch charakterisiert, daß bei bekannten Randsummen mit den Werten einer Reihe die Werte der zweiten Reihe bestimmt sind. Dieses vereinfacht die Rechnung erheblich. Für die Berechnung wurde deshalb die von SNEDECOR und IRVIN (1933) angegebene Formel in gering modifizierter Form angewendet:

$$\chi^2 = \frac{\sum \frac{a_i^2}{n_i} - \frac{a^2}{n}}{\frac{a}{n} (1 - \frac{a}{n})} = \frac{\sum \frac{b_i^2}{n_i} - \frac{b^2}{n}}{\frac{b}{n} (1 - \frac{b}{n})}$$

Diese Formel ist durch Umrechnung aus der ersten Formel entstanden (LINDNER 1960).

Für die Vierfeldertafel wurde von YATES (1934) eine Korrektur angegeben, die bei kleiner Häufigkeit stets anzuwenden ist. Die Korrektur besteht darin, daß die Beobachtungswerte um 0.5 in Richtung auf die bei Unabhängigkeit zu erwartenden Werte verschoben werden. Für die praktische Anwendung ergibt sich folgende Formel:

$$\chi^2 = \frac{(a_1 \cdot b_2 - a_2 \cdot b_1 - \frac{n}{2})^2 \cdot n}{n_1 \cdot n_2 \cdot a \cdot b}$$

Betrachtung des Untersuchungsergebnisses unter Berücksichtigung des Chi-Quadrat-Testes.

Beim Vergleich der Kariesanfälligkeit unter Auflagen verschieden gelagerter Prothesen ergab sich kein signifikanter Unterschied:

$$0.9 > P > 0.05$$

	o.B.	Karies	
parod. getr.	173	11	184
parod.+ging. getr.	266	19	285
	439	30	469

Dagegen bestätigte sich eine beschleunigte Zahnfäule bei eckig gestalteter Auflage:

$$0.005 > P > 0.0005$$

Betont werden muß, daß nur jeweils eine kariöse Stelle pro Patient aufgetreten war, während bei einem Patienten mit runden Auflagen drei kariöse Zähne festgestellt werden konnten.

	o.B.	Karies	
runde Auflage	415	16	431
eckige Auflage	24	14	38
	439	30	469

Entgegen den bestehenden Theorien konnte keine Kariesbeeinflussung durch das angewandte Material festgestellt werden:

$$0.8 > P > 0.05$$

	o.B.	Karies	
CoCr-Auflage	408	28	436
AuPt-Auflage	31	2	33
	439	30	469

Bei der Betrachtung der Kariesanfälligkeit unter Halteelementen zeigte sich, daß diese bei parodontal-gingival getragenen Prothesen als auffallend hoch angesehen werden muß. Eine Vergrößerung der Gesamtzahl der Patienten ist jedoch anzustreben, da:

$$0.01 < P = 0.05.$$

	o.B.	Karies	
parod. getr.	149	8	157
parod.+ging.getr.	166	21	187
	315	29	344

Kein signifikanter Unterschied konnte bei der Verwendung einfacher und komplizierter Halteelemente gefunden werden:

$$0.3 > P > 0.05$$

	o.B.	Karies	
einfache H.E.	136	9	145
kompliz. H.E.	179	20	199
	315	29	344

Höhere Kariesbereitschaft unter AuPt-Klammern wurde nicht bestätigt:

$$0.5 > P > 0.05$$

	o.B.	Karies	
CoCr-H.E.	287	28	315
AuPt-H.E.	28	1	29
	315	29	344

Die höhere Bruchgefährdung der Auflagen parodontal getragener Prothesen konnte nicht gesichert werden:

$$0.5 > P > 0.05$$

	o.B.	Brüche	
parod. getr.	250	7	257
parod.+ging.getr.	379	7	386
	629	14	643

Die Auflagen aus beiden Legierungen erschienen gleich bruchfest:

$$0.5 > P > 0.05$$

	o.B.	Brüche	
CoCr-Auflagen	570	13	583
AuPt-Auflagen	59	1	60
	629	14	643

Entgegen den Erwartungen sind Halteelemente beider Abstützungsarten gleich bruchgefährdet:

$$0.1 > P > 0.05$$

	o.B.	Brüche	
parod. getr.	167	8	175
parod.+ging.getr.	215	14	229
	382	22	404

Hinsichtlich der verwendeten Legierungen zeigten sich keine Unterschiede in der Bruchsicherheit der Halteelemente:

$$0.5 > P > 0.05$$

	o.B.	Brüche	
CoCr-H.E.	339	21	360
AuPt-H.E.	43	1	44
	382	22	404

Einfach geformte Halteelemente aus AuPt und CoCr bewährten sich in gleicher Weise:

$$0.3 > P > 0.05$$

	o.B.	Brüche	
einfache CoCr-H.E.	161	5	166
einfache AuPt-H.E.	23	1	24
	184	6	190

Höhere Bruchgefahr bei kompliziert geformten Halteelementen konnte nicht gesichert werden:

$$0.5 > P > 0.05$$

	o.B.	Brüche	
kompliz.CoCr-H.E.	178	16	194
kompliz.AuPt-H.E.	20	0	20
	198	16	214

Bei der Gegenüberstellung der Mißerfolge der einzelnen Gruppen zeigte sich kein signifikanter Unterschied:

$$0.7 > P > 0.05$$

	o.B.	Mißerfolge	
A			
parod. abgestützt	39	9	48
B			
linear abgestützt	47	16	63
C			
übers Dreieck abgestützt	40	12	52
	126	37	163

Voraussetzung zur statistischen Bearbeitung der Nachkontrolle ist allerdings, daß die Befunde von einem Untersuchenden erhoben werden und die Zusammensetzung der Fälle innerhalb der Gruppen zufällig ist. Die Aussagekraft der statistischen Berechnung steigt mit der Höhe der Tragedauer, wobei die Mindesttragedauer eineinhalb Jahre nicht unterschreiten soll.

Diese Bedingungen waren nur zum Teil erfüllt, da die Untersuchung vor Eingliederung der Prothese von Kollegen durchgeführt worden war und auf den Karteikarten nur in den seltensten Fällen Notizen über den enoralen Befund zu finden waren. Bei Befragung der Patienten über den früheren Gebißzustand konnte nur von einigen Auskunft gegeben werden.

Zudem zeigte sich gleich zu Beginn der statistischen Berechnung, daß die Stichproben - obwohl die Nachuntersuchung nach einem Jahr erweitert wurde - zu klein waren, zumindest aber keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf den Erfolg zeigten.

Selbst nachdem wir auf uns wichtige Untergliederungen der Gruppen, wie nach Beschaffenheit des Gegenbisses, nach Sattellänge, Grad des Absinkens und der Pfeilerlockerung, verzichteten, zeigten sich in der noch groben Einteilung kaum signifikante Unterschiede. Es wurde uns jedoch gestat-

tet, runde Prozentzahlen anzugeben, bei ausdrücklicher Betonung, daß die so gefundenen Werte nur für diese Nachuntersuchung gültig seien.

Wie aus Seite 50 hervorgeht, konnte nur die klinische Erfahrung gesichert werden, nach der eckig geformte Auflagen die Karies begünstigen.

Überblickt man die Erfolgsquoten (Tab.13), dann hat sich die rein parodontal getragene Prothese am besten bewährt. Ihre Erfolgsquote (81%), die sich lediglich auf den Zustand des Parodontiums und des Alveolarkammes bezieht, zeigt allerdings eine ungenügende Variationsbreite gegenüber dem linear abgestützten (75%) und dem übers Dreieck abgestützten (77%) Zahnersatz, sodaß sich eine statistisch errechenbare Signifikanz im Vergleich zur teilweise schleimhautgetragenen Prothese nicht ergab.

Die Untersuchung zeigt, daß beim Einfügen von abnehmbaren, abgestützten Teilprothesen der Mitarbeit des Patienten besonderer Wert beizumessen ist. Der hohe Arbeits- und Kostenaufwand scheint nicht immer gerechtfertigt, wenn von vornherein angenommen werden muß, daß die Patienten Kontrolluntersuchungen fernbleiben werden. Steht man den Befunden und der sich daraus ergebenden Beurteilung kritisch gegenüber, so muß man feststellen, daß ihre Aussagekraft durch den geringen Prozentsatz der zur Kontrolle erschienenen Patienten beeinflusst sein kann. In der Regel werden Nachuntersuchungen bei Teilprothesenträgern erst nach einem Zeitraum von drei bis vier Jahren, also dann durchgeführt, wenn sich der Zahnersatz klinisch bewährt hat. In der Zwischenzeit sind jedoch manche Patienten gestorben, die starke Umschichtung der Bevölkerung erschwert die Kontrolle, zufriedene Patienten sehen keinen Grund zum Erscheinen, weil der Termin nicht zusagt oder sie den Arbeitsplatz nicht verlassen können. Unzufriedene Patienten haben inzwischen einen anderen Zahnarzt aufgesucht und

meiden - wenn man von aggressiven Charakteren absieht - aus verständlichen Gründen eine Kontrolle. Hierdurch entstehen Selektionseffekte, da 30, 40 oder gar 50 % der aufgeführten Patienten nicht erscheinen. Weiter war zu beobachten, daß sich vergleichsweise mehr Patienten zur Untersuchung einstellten, zu denen ein persönlicher Kontakt bestand. Dies wirft die Frage auf, ob eine solche Kontrollgruppe noch als repräsentativ angesehen werden darf. Selbst bei der Beurteilung der Mißerfolge entstehen die schon erwähnten Schwierigkeiten. Diese zeigen, wie unzureichend ein Vergleich bei Nachuntersuchungen sein kann, wieviel subjektive Komponenten zu Fehlerquellen führen können, wenn kein abgestimmtes, qualifiziertes Beobachtungsteam nach standardisierten Methoden arbeitet. Wie die statistisch berechneten Ergebnisse unserer Untersuchung ergaben, zeigen die Unterschiede innerhalb verschieden gelagerter Prothesen keine Signifikanz, sie können auch zufällig entstanden sein. Dies mag auf den ersten Blick enttäuschen. Die Ursache ist darin zu suchen, daß die parodontal getragene Prothese in vielen Fällen nur eingefügt wurde, wenn man die Erhaltungsfähigkeit eines Stützzahnes gering bewertete, also keinen festsitzenden Zahnersatz mehr einfügen wollte. Praktisch führt dies zu einer Verschiebung der Indikationsgrenze, sei es aus funktionellen oder parodontalprophylaktischen, gelegentlich auch psychologischen Gründen.

Der Entschluß zum Verlassen der engen Indikation fällt umso leichter, da der Verlust des betreffenden Zahnes bei einer abnehmbaren Prothese ohne größeren Aufwand korrigiert werden kann. Zweifellos wird dieses Vorgehen bei der Beurteilung die Zahl der Mißerfolge erhöhen. Sie kann nur dann echte Bewertung erfahren, wenn bei einem umfangreicheren Untersuchungsgut die genaue Ausgangssituation zum Vergleich herangezogen werden kann.

Voraussetzung für einen Erfolgsnachweis ist damit nicht allein eine repräsentative Zahl der Fälle; es muß ebenfalls Gleichheit in der Indikationsstellung und der Befunderhebung gefordert werden, da die Ergebnisse sonst nicht mit anderen Nachuntersuchungen verglichen werden können.

Vergleich mit anderen Nachuntersuchungen.

Leider ist der Vergleich mit früheren Arbeiten (s.S. 5-6) schwierig und wird stets Fehlerquellen aufweisen, da bei allen Betrachtungen die "einheitliche Route" fehlt, ein Mangel, der sich schon bei der Klassifizierung des zu untersuchenden Materials zeigt. Die von G.Y.HILDEBRAND (zit.nach G.CRAHE⁴) angewandte Einteilung in Zug-, Druck- und Zug-Druck-Prothesen, wobei Druckprothese als senkbarer, Zug-Druck-Prothese als gestützter Zahnersatz zu verstehen ist, ist später nicht mehr üblich und wohl auch etwas zu grob. Andere Autoren dagegen bedienten sich der Klassen nach E.KENNEDY¹⁷, sodaß sich Überschneidungen mit der von uns und anderen benutzten Einteilung in Schalt-, Freie- und Kombinationsprothesen ergeben.

Sieht man von dieser Schwierigkeit ab, so bleiben doch bei anderen Punkten der Untersuchungen genügend methodische Differenzen, die den erstrebten qualitativen Vergleich nur von ungefähr erlauben.

Unmöglich ist ein Vergleich der Kariesanfälligkeit mit anderen Untersuchungen, da jene von der Gesamtzahl der Klammerzähne ausgehen, während in dieser Arbeit - aus schon früher (s.S.16) erwähnten Gründen - eine Beziehung zur Zahl der Halte- und Stützelemente, soweit sie nicht konservierend oder prothetisch versorgt waren, gewählt wurde. Sekundärkaries und Kontaktkaries durch die Prothesenbasis blieben aus demselben Grunde unberücksichtigt. Aus den wenigsten Arbeiten ist eine Differenzierung der Karies ersichtlich und es geht aus keiner Arbeit hervor, ob bereits versorgte Zähne in der Gesamtzahl miteingeschlossen sind.

Die hohe Kariesquote von G.Y.HILDEBRAND (zit.nach G.CRAHE⁴) mit 78 % bei Druck- und 60 % bei Zug-Druck-Prothesen läßt allerdings, trotz der langen Tragedauer, vermuten, daß

darin sämtliche kariösen Defekte unter Teilprothesen enthalten sind.

E.REICHENBACH und L.KIRCHNER²⁷ stellten nach durchschnittlicher Tragedauer von drei Jahren unter Draht- und besonders Bandklammern einen Kariesbefall von 10 % fest. Sekundärkaries ist hierin enthalten. Es geht aus der Arbeit nicht hervor, welcher Anteil hierbei auf die Stützelemente entfiel, und ob kariöse Defekte durch die Prothesenbasis einbezogen worden waren.

N.ANDERSON^{1,2} betont lediglich, daß Karies in nur wenigen Fällen auftrat, wie im allgemein kariesgefährdeten Gebiß, bei Prothesenträgern, die den Zahnersatz auch während der Nacht trugen, sowie Zementkaries bei abgesunkenen Prothesen. G.CRAHE⁴ konnte nach zwei Jahren eine durchschnittliche Kariesfrequenz von 7.9 % diagnostizieren, wobei der größte Anteil durch die Prothesenbasis verursacht worden war. Halteelemente und Auflagen schneiden damit sehr gut ab. Leider kann der Arbeit nicht entnommen werden, inwieweit diese den Zahnverfall auslösen.

B.TRÄGER³⁴ fand nach durchschnittlich eineinhalbjähriger Tragedauer, daß sich in 25 % der Fälle im Approximalraum Veränderungen im Sinne beginnender Karies anzeigten. Die Auflagen waren kariesfrei.

Die Bruchfestigkeit von Halte- und Stützelementen wurde von G.Y.HILDEBRAND (zit. nach G.CRAHE⁴) nicht untersucht.

E.REICHENBACH und L.KIRCHNER²⁷ brachten in ihrer Untersuchung jedoch sehr hohe Bruchquoten. 40 % der Darhtklammern und 21 % der Auflager waren demnach gebrochen oder zeigten starke Lageveränderungen. Die Ursache suchte E. REICHENBACH²⁸ in der starken Schubbewegung, zu der es bei kleiner apikaler Basis kommt.

Veränderungen an						
Halteelementen			Stützelementen			
	OK	UK		OK	UK	
Schaltproth.	14%	44%	durch-	20%	25%	durch-
Freiendproth.	18%	40%	schnittl.	-	14%	schnittl.
			40%			21%
Kombinat.-Proth.	32%	60%		50%	27%	

Obwohl G.CRAHE⁴ diese von REICHENBACH aufgestellte Behauptung prüfte und dabei fand, daß es bei großer Basis nur in 14.7% der Fälle zum Bruch der Halte- und Stützelemente gekommen war, bei kleiner Basis dagegen in 21.2%, hält er diese prozentuale Differenz für belanglos. Er neigt vielmehr dazu dessen Mißerfolg auf ungenügende Elastizität der Klammern zurückzuführen, da er selbst bei der Verwendung von Fehrklammern nur 6.5% Brüche zu verzeichnen hatte. Etwas höher lag die Bruchfrequenz der Stützelemente mit 10.2%.

		Gesamt- zahl d. Aufleger	Auflegerbrüche	
			Anzahl	%
Schaltproth.	OK	29	3	10.3
	UK	13	2	15.4
Freiendproth.	OK	3	-	-
	UK	46	3	6.5
Kombin.-Proth.	OK	24	2	8.3
	UK	42	6	14.3
		157	10	10.2

Während die federnden Auflager der Kaubelastung ausgewichen waren, waren die starren kurzen Auflager der dental getragenen Sättel, besonders nach eingetretenem Kieferschwund, häufig gebrochen.

Zwar zeigte sich auch in unserer Untersuchung, daß es bei Schaltsätteln eher zum Auflagerbruch gekommen war, doch lagen unsere Werte weit unter denen REICHENBACH's und CRAHE's. Insgesamt waren nur 5.4% der Halteelemente und 2.1% der Auflager gebrochen. Dieser geringe Mißerfolg zeigt, daß die Theorie REICHENBACH's nicht auf alle skellettierten Prothesen übertragen werden kann; denn die brasende Wirkung gegossener Klammern ist ausreichend, um die horizontalen Schubkräfte aufzufangen, sodaß es trotz kleiner Prothesenbasis nicht zur Überbeanspruchung der Elemente kommt.

Derartige Schlüsse können nicht aus der Arbeit von B. TRÄGER³⁴ gezogen werden, die bei ihrem sehr guten Ergebnis - nur je zwei Brüche unter 77 Halte- und 82 Stützelementen - allerdings nur 24 Prothesen prüfen konnte, bei einer durchschnittlichen Tragedauer von nur eineinhalb Jahren.

G.Y.HILDEBRAND (zit.nach G.CRAHE⁴) bringt in seiner Untersuchung der Zahnbeweglichkeit vergleichsweise gute Ergebnisse. Er fand nur 5 % der Zähne unter Zugprothesen und 17 % unter Zug-Druckprothesen gelockert. Dabei ist nicht zu vergessen, daß die durchschnittliche Tragedauer seiner Prothesen 8-10 Jahre betrug. Leider geht aus der Arbeit nicht hervor, von welchem Lockerungsgrad an er die Lockerung bereits für pathologisch hielt. Hieraus ergeben sich möglicherweise Vergleichsinsuffizienzen im Sinne unserer schon früher angestellten Betrachtung. Sehr gering war auch der Mißerfolg bezüglich der Pfeilerlockerung bei B.TRÄGER³⁴, die nur in zwei Fällen Lockerung endständiger Molaren bei oberen Schaltprothesen feststellte.

Höher liegen die negativen Ergebnisse bei E.REICHENBACH und L.KIRCHNER²⁷. Bei ihnen waren 11 % aller Pfeilerzähne gelockert, wobei der größere Anteil im Unterkiefer

	OK	UK
Schaltproth.	3%	6%
Freiendproth.	12%	22%
Komb.-Proth.	4%	14%

wiederum als Folge der Prothesenbeweglichkeit bei kleiner Basis betrachtet wurde. Entsprechend waren in der 1953 erschienenen Arbeit von E.REICHENBACH²⁸ keine Mißer-

folge bei starr abgestützten Prothesen zu verzeichnen. G.CRAHE⁴ hingegen führt seine günstigen Ergebnisse wiederum auf die bessere Klammerkonstruktion zurück.

		Anzahl der Kl.Zähne	geloock. Kl.Zähne	%-Satz d.Lock.
Schaltproth.	OK	67	1	1.5
	UK	20	-	-
Freiendproth.	OK	20	2	10.0
	UK	92	7	7.6
Komb.-Proth.	OK	69	3	4.3
	UK	73	9	12.3
				6.5

Es waren nämlich nur 6.5 % der Pfeilerzähne und 4.8 % der übrigen Zähne stärker beweglich.

Leider wurde bei unserer Prüfung der Zahnlockerung eine Gegenüberstellung der Zahnbeweglichkeit des Zahnrestgebisses mit den Pfeilerzähnen nicht durchgeführt. Dadurch wurde ein interessanter Aspekt für den Einfluß der verwendeten Halteelemente auf das Parodontium übersehen. Ebenso ist auch in den anderen Untersuchungen diese Möglichkeit nicht aufgegriffen worden.

Der Vergleich unserer Arbeit mit den genannten Autoren

zeigt, daß unsere Werte mit einer durchschnittlichen Pfeilerlockerung von 3 % nicht nur niedriger sind, sondern noch unterhalb der von CRAHE festgestellten Beweglichkeit der Zähne des Restgebisses liegen. Diese Ergebnisse scheinen daher zu bestätigen, daß die horizontale Versteifung der gegossenen Elemente ausreicht, um eine Prothesenbewegung trotz Skelettierung auf ein Mindestmaß zu beschränken.

Bei der Untersuchung der Resorption des Prothesenlagers konnte G.Y.HILDEBRAND (zit.nach G.CRAHE⁴) nur geringe Mißerfolge feststellen. So führten 0.1 % der Zug- und 0.6 % der Zug-Druckprothesen zu Abbauerscheinungen.

Auch B.TRÄGER³⁴ fand bei 24 abgestützten Prothesen nur in einem Fall Resorption des Prothesenlagers.

Dagegen ergab die Untersuchung von E.REICHENBACH und L. KIRCHNER²⁷ eine durchschnittliche Prothesensenkung von

	OK	UK	39 %, wobei die Skelettierung, zumindest der rein schleimhautgetragenen Prothesen, als Ursache des hohen Mißerfolgs angesehen wurde.
Schaltproth.	19%	39%	
Freiendproth.	12%	35%	
Komb.-Proth.	28%	62%	

1953 berichtet E.REICHENBACH²⁸

allerdings über Erfolge mit Prothesen mit starrer Abstützung, während in derselben Nachuntersuchung die federnde Abstützung keine Verbesserung gegenüber den Werten von 1952 aufweist.

		Gesamtz. d.Proth.	Zahl d. Pr.m.Senk.	Senkg. in %
Schaltproth.	OK	23	1	4.3
	UK	8	2	25.0
Freiendproth.	OK	10	2	20.0
	UK	42	16	38.1

	Gesamtz. d.Proth.	Zahl d. Pr.m.Senkg.	Senkg. in %
OK	31	2	6.5
Komb.-Proth. UK	33	10	30.3
	147	33	22.5

Auch G.CRAHE⁴ fand bei 22.5 % der abgesunkenen Prothesen die Auffassung REICHENBACH's bestätigt: Während bei kleiner Basisgestaltung 31.6 % der Prothesen vertikal verlagert waren, konnten bei großer Basis nur 19.3 % als Mißerfolg betrachtet werden. Allerdings verweist CRAHE auf das Fehlen oder die ungenügende Stärke der Aufleger im Unterkiefer, die die Resorption des Prothesenlagers wesentlich beschleunigen.

Der in unserer Arbeit gefundene Durchschnittswert von 14.3 % kann nur als Teilerfolg angesehen werden. Zwar kam es durch die relativ starre Abstützung im Unterkiefer nur in 12-17 % der Fälle zum Absinken, jedoch mußten im Oberkiefer (bei gleichem Prozentsatz wie im Unterkiefer) im Vergleich zu CRAHE wesentlich mehr Mißerfolge verzeichnet werden. Dies spricht teils für eine Überschreitung der Indikationsgrenze bei der Anwendung skelettierter Prothesen; zum anderen Teil könnte der Mißerfolg jedoch bei besserer Überwachung der betreffenden Prothesen sicher wesentlich reduziert werden.

Zusammenfassung.

Aufgabe dieser Arbeit war es, die in den Jahren 1953-1961 an unserer Klinik eingefügten abgestützten Teilprothesen zu prüfen und die daraus gewonnenen Ergebnisse auszuwerten.

Insgesamt wurden 163 Prothesen, wovon 50 im Oberkiefer, 113 im Unterkiefer eingegliedert waren, untersucht.

Unser Hauptinteresse galt dabei der Kariesanfälligkeit unter gegossenen Elementen, der Bruchgefährdung von Klammern und Auflegern, sowie dem Einfluß des gegossenen Gerüsts auf Alveolarkamm und Parodontium.

Bei der Untersuchung zeigte sich im durchschnittlich kariesresistenten Gebiß keine erhöhte Kariesanfälligkeit. Aus prophylaktischen Gründen sollten jedoch besonders gefährdete Zähne überkront und sattelnah liegende Füllungen in habituell saubere Zonen verlegt werden.

Rund 6 % der Stützelemente führten zu Schmelzdefekten, wobei eckig gestaltete Auflagen als Prädispositionsstellen angesehen werden müssen. Unter Halteelementen kam es in rund 10 % der Fälle zu Karies. Der größere Teil entfiel dabei auf parodontal-gingival getragene Prothesen. Deshalb sollten hier einfach gestaltete Klammern bevorzugt angewandt werden. Elemente aus AuPt-Legierung erwiesen sich nicht als nachteilig gegenüber solchen aus CoCr-Legierung. Eine Kontraindikation zur Eingliederung eines gegossenen Gerüsts ist nur bei großer Kariesbereitschaft, sowie schlechter Mundpflege gegeben.

Die Stützelemente dental getragener Sättel waren, infolge des eingetretenen Kieferschwundes, wesentlich stärker bruchgefährdet als die der Freundsättel. Insgesamt kann jedoch das Ergebnis mit rund 2 % durchaus als befriedigend betrachtet werden.

Kein wesentlicher Unterschied zeigte sich bei den Halte-

elementen verschieden gelagerter Prothesen (rund 2 %). Kompliziert gestaltete Elemente aus CoCr schienen etwas häufiger als einfach geformte Elemente aus AuPt- und CoCr-Legierung zu brechen. Letztere sollten deshalb nicht nur aus kariesprophylaktischen Gründen vorgezogen werden.

Die erforderliche Mitarbeit des Patienten wird besonders bei der Bewertung der Resorption des Prothesenlagers deutlich: etwa 17 % der parodontal getragenen Prothesen führten zu Abbauerscheinungen des Kieferkammes. Von den linear abgestützten Prothesen waren ungefähr 13 % vertikal verlagert. Während bei langem Sattel die sattelnahe Abstützung etwas bessere Ergebnisse zeigt, sollte bei kurzem Sattel die sattelferne Abstützung bevorzugt werden. Die Abstützung über die Seitenzahnreihe führt im Unterkiefer, wahrscheinlich infolge der elastischen Deformation zu Mißerfolgen, ist jedoch im Oberkiefer gestattet. Resorptionerscheinungen des Alveolarkammes waren in rund 15 % der übers Dreieck abgestützten Prothesen eingetreten. Während bei langen Freundsätteln kein wesentlicher Unterschied zur linear abgestützten Prothese bestand, beschleunigten kurze Sättel (besonders mit sattelnahe Abstützung) den Kieferschwind. Nach Möglichkeit sollte in diesen Fällen, insbesondere bei funktionstüchtigem Gegenkiefer, die lineare Abstützung bevorzugt werden.

Eine höhere Zahnbeweglichkeit war bei den dental getragenen Prothesen nur in rund 4 % der Fälle aufgetreten. Dagegen zeigten etwa 14 % der Pfeiler bei linearer Abstützung stärkere Lockerung. Die Schäden traten hauptsächlich bei sattelnahe Abstützung auf. Ebenso erwies sich die Abstützung über die Seitenzähne als relativ ungünstig. Aus parodontalprophylaktischen Gründen sollte deshalb eine sattelferne Abstützung bevorzugt werden. Bei der Abstützung übers Dreieck waren etwa 12 % der Pfeilerzähne ge-

lockert. Trotz reduzierter Kauleistung zeigten sich Abbauerscheinungen eher bei sattelnaher als bei sattelferner Abstützung. Weiterhin kam es bei der Abstützung über die Molaren und einen Caninus zur Überbelastung des letzteren und zwar sowohl im Unter- als auch im Oberkiefer.

Die statistische Auswertung führte jedoch, infolge der kleinen Stichproben, in fast keinem Punkt zu einem repräsentativen Ergebnis, sodaß bei gleicher Indikationsstellung und Befunderhebung eine Zusammenarbeit mit anderen Kliniken unerläßlich scheint.

Zuletzt folgt eine Gegenüberstellung mit anderen Nachuntersuchungen, in der sich die in einem Stück gegossene Prothese als vorteilhaft erweist.

Schrifttum:

1. ANDERSON, N. und LAMMIE, G.A.:
A clinical survey of partial-dentures.
British Dent.Journ.92: 59 (1952)
2. ANDERSON, N. und BATES, J.F.:
The cobalt-chromium partial-denture. A clinical survey.
British Dent.Journ.107: 57 (1959)
3. APPELGATE, O.C.:
An evaluation of the support for the removable partial denture.
J.Prosth.Dent.10: 112 (1960).
4. CRAHE, G.:
Kontrolluntersuchungen von abnehmbaren Teilprothesen der Zähne unter besonderer Berücksichtigung der Befestigungs- und Abstützungselemente nach Fehr.
Med.Diss.Fr.Univ.Berlin 1954
5. DRUM, W.:
Abgestimmte Gußklammern und Parafunktionen.
Zahnärztl.Quintess.7: 728 (1956)
6. GEIER, W.:
Die partielle Prothese in der Alltags- und Sozialpraxis.
Zahnärztl.Mitt.40: 429 (1952).
7. GEIGY, J.R.:
Documenta Geigy:
Wissenschaftliche Tabellen
Basel: J.R. Geigy S.A. 1955
8. HEHRING, H.:
Partielle Modellgußprothesen nach dem Ney-System (Ein Erfahrungsbericht).
Dt.zahnärztl.Z.17: 706 (1962)
9. HEINTZ, U.:
Die Konstruktion der Freidendprothese an einer Wende ?
Zahnärztl.Welt/Reform 59: 184 (1958).
10. HINDELS, G.W.:
Druckanalyse bei Freidendprothesen.
J.Prosth.Dent.7: 197 (1957).
11. JUNG, F.:
Die prothetische Behandlung des Lückengebisses.
Zahnärztl.Rdsch.62: 253 (1953).
12. JUNG, F.:
Probleme beim Eingliedern gestützter Prothesen in artikulat. Hinsicht.
Dt.zahnärztl.Z. 12: 105 (1957).

13. JUNG, F.:
Veränderungen des Prothesenlagers unter der Teilprothese.
Dt.zahnärztl.Z. 14: 105 (1959)
14. JUNG, F. und
HUPFAUF, L.:
Erfahrungsbericht über die prothetische Versorgung des Lückengebisses mit Hilfe des in einem Stück einschließlich der Halteelemente gegossenen Elemente.
Zahnärztl.Welt/Reform 15: 452 (1961).
15. KANTOROWICZ, A.:
Zur Statik der partiellen Prothese.
Dt.zahnärztl.Z.4: 145 (1949).
16. KARNOP, C.:
Statistische Untersuchungen zur Therapie der Alopezien.
Med.Diss.Mainz 1964
17. KENNEDY, E.:
Partielle Zahnprothesen und ihre Herstellung.
Berlin: H.Meuser 1932
18. KÖRBER, E.:
Zum Abstützungsproblem in der zahnärztlichen Prothetik.
Dt.Stomat.10: 1 (1960).
19. KÖRBER, E.:
Der Einfluß einiger Konstruktionselemente auf den Erfolg und Mißerfolg partieller Prothesen.
Dt.zahnärztl.Z. 18: 992 (1963).
20. KORKHAUS, G.:
Die Problematik der partiellen Prothese.
Dt.zahnärztl.Z. 4: 126 (1949).
21. KOZMA, J.:
Die skelettierte Prothese. Ihre Vor- und Nachteile.
Zahnärztl.Rdsch.49: 1755 (1940).
22. MÄRTTERER, H.D.:
Kontrolluntersuchungen über abnehmbare Teilprothesen.
Med.Diss.Tübingen 1961
23. MARXKORS, R.:
Praktische Erfahrungen mit dem Ney-Klammersystem.
Dt.Zahnärztebl.14: 235 (1960).
24. MÜHLEMANN, H.R.:
Schmelz, Pulpa und Parodont in ihrer Beziehung zum Zahnersatz.
Zahnärztl.Welt/Reform 13: 573 (1959).
25. NEY, J.M.:
Die gegossene partielle Prothese.
Neu-Isenburg: Gebr.Vogel 1956

26. P.Z.: Die theoretischen Grundlagen der Gußprothese. Partielle Zahnprothesen und ihre Herstellung.
Zahnärztl.Praxis 5: 9 (1954).
27. REICHENBACH, E. und KIRCHNER, L.: Ein weiterer Beitrag zur partiellen Prothese in der Sozialpraxis.
Dt.zahnärztl.Z. 7: 521 (1952).
28. REICHENBACH, E.: Vergleichende Therapie des unteren Lückengebisses mit Endlücken.
Zahnärztl.Rdsch. 62: 621 (1953).
29. REITHER, W.: Das Restgebiß als Grundlage der Prothesenplanung.
Dt.Zahnärztebl. 2: 39 (1950).
30. SCHÖN, F.: Moderne Prinzipien des Freiendersatzes.
Dt.zahnärztl.Z. 17: 429 (1962).
31. SINGER, F.: Das Druckbrecherprinzip bei unteren Freiendprothesen.
Dt.zahnärztl.Z. 13: 832 (1958).
32. SKINNER, C.N.: A classification of removable partial dentures based upon the principles on anatomy and physiologie.
J.Prosth.Dent. 9: 240 (1959).
33. SPRENG, N.: Über partielle Prothesen, die den Restzähnen aufgestützt werden.
Dt.zahnärztl.Z. 11: 1327 (1956).
34. TRÄGER, B.: Die Klinik der partiellen Prothese nach dem Ney-System.
Med.Diss.Halle 1959.
35. VOSS, R.: Kritische Stellungnahme zum Problem der durch Kappenschienen abgestützten herausnehmbaren Teilprothesen.
Dt.zahnärztl.Z. 12: 110 (1957).
36. WAGNER, E.: Der Einfluß der Form auf das elastische Verhalten von Klammern.
Zahnärztl.Welt/Reform 62: 205 (1961).

Tabelle 1

Nachuntersuchung von 182 abgestützten Teilprothesen

Alter der Prothese in Jahren	Alter des Patienten:		30 - 39		40 - 49		50 - 59		60 - 69		70 - 79		Summe
	20 - 29	Prothese eingesetzt im:	OK	UK	OK	UK	OK	UK	OK	UK	OK	UK	
1	3	1	8	2	2	5	-	9	-	6	-	1	
2	-	2	3	6	5	6	1	10 ⁺	-	6	-	1	
3	-	-	-	3	3	7 ⁺	1	6 (-1)	-	4	-	-	
4	-	-	2	2	4	4	2	4	-	2	-	-	
5	1	1	3	3 ⁺	3	2 ⁺	5	8 (-2)	-	6 (-1)	-	1	
6	-	-	1	-	2	2	1	7 + (-2)	-	1 (-1)	-	1	
7	-	1	-	-	-	1	-	1	-	4 (-1)	-	-	
8	-	-	-	-	-	1	1	-	-	2	-	-	
9	-	-	-	-	-	-	-	2	-	-	-	-	
Summen OK	4	7	16	19	28	11	47	-	31	-	4	51	
Summen UK	5	16	19	28	11	47	-	31	-	4	51	182	

+ weist in der Tabelle auf eine nicht inkorporierte Prothese hin.
 (-1), (-2) bezeichnet die Zahl der Prothesen mit Drahtelementen.

Tabelle 2

Dental getragene Prothesen

Alter der Proth. in Jahren	Alter der Patienten:												Summe
	20-29		30-39		40-49		50-59		60-69		70-79		
	Prothese eingesetzt im:		eingesetzt im:		eingesetzt im:		eingesetzt im:		eingesetzt im:		eingesetzt im:		
	OK	UK	OK	UK	OK	UK	OK	UK	OK	UK	OK	UK	
1	2	1	5	-	1	4	-	-	-	-	-	-	
2	-	1	2	1	1	1	1	1	-	-	-	-	
3	-	-	-	2	1	1 ⁺	-	2	-	1	-	-	
4	-	-	1	-	3	-	2	-	-	-	-	-	
5	1	-	2	-	1	1	3	1	-	1	-	1	
6	-	-	-	-	1	1	-	2 ⁽⁻¹⁾	-	-	-	-	
7	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
9	-	-	-	-	-	-	-	1	-	-	-	-	
Summen OK	3		10		8		6		-		-		27
Summen UK		2		3		8		7		2		1	23 50

Anmerkung siehe Tabelle 1

Tabelle 3

Dental und gingival getragene Prothesen

Alter der Proth. in Jahren	Alter der Patienten:												Summe
	20-29		30-39		40-49		50-59		60-69		70-79		
	Prothese eingesetzt im:		Prothese eingesetzt im:		Prothese eingesetzt im:		Prothese eingesetzt im:		Prothese eingesetzt im:		Prothese eingesetzt im:		
	OK	UK	OK	UK	OK	UK	OK	UK	OK	UK	OK	UK	
1	1	-	3	2	1	1	-	9	-	6	-	1	
2	-	1	1	5	4	5 ⁺	-	9	-	6	-	1	
3	-	-	-	1	2	6	1	4 ⁽⁻¹⁾	-	3	-	-	
4	-	-	1	2	1	4	-	4	-	2	-	-	
5	-	1	1	3 ⁺	2	1 ⁺	2	7 ⁺⁽⁻¹⁾	-	5 ⁽⁻¹⁾	-	-	
6	-	-	1	-	1	1	1	5 ⁺⁽⁻²⁾	-	1	-	1	
7	-	1	-	-	-	1	-	1	-	4	-	-	
8	-	-	-	-	-	1	1	-	-	2	-	-	
9	-	-	-	-	-	-	-	1	-	-	-	-	
Summen OK	1		7		11		5		-		-		24
Summen UK		3		13		20		40		29		3	108 132

Anmerkungen siehe Tabelle 1

Tabelle 3a

Dental und gingival getragene Prothesen:
linear abgestützt

Alter der Proth. in Jahren	Alter der Patienten:												Summe
	20-29		30-39		40-49		50-59		60-69		70-79		
	Prothese eingesetzt im:		Prothese eingesetzt im:		Prothese eingesetzt im:		Prothese eingesetzt im:		Prothese eingesetzt im:		Prothese eingesetzt im:		
	OK	UK	OK	UK	OK	UK	OK	UK	OK	UK	OK	UK	
1	1	-	-	-	-	1	-	4	-	3	-	-	
2	-	-	1	3	1	4 ⁺	-	8	-	6	-	-	
3	-	-	-	-	-	4	-	3 ⁽⁻¹⁾	-	3	-	-	
4	-	-	1	1	-	2	-	3	-	-	-	-	
5	-	1	-	1	-	1 ⁺	1	5 ⁺ (-1)	-	2 ⁽⁻¹⁾	-	-	
6	-	-	-	-	1	-	-	1	-	-	-	-	
7	-	-	-	-	-	1	-	1 ⁽⁻¹⁾	-	3	-	-	
8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	2	-	-	
9	-	-	-	-	-	-	-	1	-	-	-	-	
Summen OK	1		2		2		1		-		-		6
Summen UK		1		5		13		26		19		-	64 70

Anmerkungen siehe Tabelle 1

Tabelle 3b

Dental und gingival getragene Prothesen:
 übers Dreieck abgestützt.

Alter der Proth. in Jahren	Alter der Patienten:												Summe
	20-29		30-39		40-49		50-59		60-69		70-79		
	Prothese eingesetzt im:												
	OK	UK	OK	UK	OK	UK	OK	UK	OK	UK	OK	UK	
1	-	-	3	2	1	-	-	4	-	2	-	-	
2	-	1	-	2	3	1	-	-	-	-	-	1	
3	-	-	-	1	2	2	1	1	-	-	-	-	
4	-	-	-	1	1	2	-	1	-	2	-	-	
5	-	-	1	2 ⁺	2	-	1	2 ⁽⁻¹⁾	-	3	-	-	
6	-	-	1	-	-	1	1	3 ⁽⁻¹⁾	-	1 ⁽⁻¹⁾	-	1	
7	-	1	-	-	-	-	-	-	-	1	-	-	
8	-	-	-	-	-	1	1	-	-	-	-	-	
9	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
Summen OK	-		5		9		4		-		-		18
Summen UK		2		8		7		11		9		2	39 57

Anmerkungen siehe Tabelle 1

Tabelle 3c

Dental und gingival getragene
Prothesen:
auf einem Zahn abgestützt.

Alter der Prothese in Jahren	Alter der Patienten:						Summe
	50-59		60-69		70-79		
	Prothese eingesetzt im:						
	OK	UK	OK	UK	OK	UK	
1	-	1	-	1	-	1	5
2	-	1	-	-	-	-	
6	-	1	-	-	-	-	

Tabelle 4

Beurteilung der Kariesanfälligkeit unter
Stützelementen

Stützelemente								
	Anzahl der Teilpr.	O.B. Auflegerform:			Karies Auflegerform:			insges
		eckig	rund	zus.	eckig	rund	zus.	
Parodontal getragene OK	27	4	92	96	4	3	7	142
Prothesen								- 9 K
								- 30 F
								<u>103</u>
UK	21	19	58	77	3	1	4	
								115
								- 9 K
								- 25 F
								<u>81</u>
Dental- gingival OK	6	1	18	19	0	0	0	33
getr.Pr.:								- 3 K
								- 11 F
								<u>19</u>
<u>linear</u> UK	57	0	100	100	2	8	10	
<u>abgestützt</u>								149
								- 20 K
								- 19 F
								<u>110</u>
Dental- gingival OK	17	0	18	18	2	0	2	45
getr.Pr.:								- 11 K
								- 14 F
								<u>20</u>
<u>übers Drei-</u>								
<u>eck abgest.</u> UK	35	0	129	129	3 ⁽¹⁾	4 ⁽¹⁾	7	159
								- 8 K
								- 15 F
								<u>136</u>
	163	24	415	439	14	16	30	469

Zeichenerklärung: (1) = Kariesbefall unter AuPt-Auflegern
 F = Füllung
 Kr = Krone

Tabelle 4a

Kariesanfälligkeit unter Stützelementen

	Anzahl der Teilprothesen	Aufleger			
		O.B.	Karies	%	Zusammen
A Parodontal getragene Prothesen	48	173	11	6	184
B Parodontalu. gingival getr. Prothesen	115	266	19	7	285
	163	439	30		469

Tabelle 4b

Einfluß der Auflagenform auf die Karies

		O.B.	Karies	%	Zusammen
A Abgerundete Auflage		415	16	4	431
B Eckige Auf- lage		24	14	58	38
		439	30		469

Tabelle 5

Beurteilung der Kariesanfälligkeit unter
Halteelementen

Halteelemente									
		Anzahl der Teilpr.	O.B. Klammerform:			Karies Klammerform:			insgesamt
			einf.	kompl.	zus.	einf.	kompl.	zus.	
Parodontal getragene Prothesen	OK	27	56	34	90	2	3	5	104 - 9 Kr 95
	UK	21	22	37	59	1	2	3	71 - 9 Kr 62
Dental- gingival getr.Pr.: linear abgestützt	OK	6	7	8	15	0	0	0	18 - 3 Kr 15
	UK	57	14	38	52	4	6	10	82 - 20 Kr 62
Dental- gingival getr.Pr.: übers Drei- eck abgest.	OK	17	8	15	23	0	1	1	35 - 11 Kr 24
	UK	35	29	47	76	2 ⁽¹⁾	8	10	94 - 8 Kr 86
		163	136	179	315	9	20	29	344

Zeichenerklärung: (1) = Kariesbefall unter AuPt-Auflegern

Kr = Hülsenkrone

Tabelle 5a

Kariesanfälligkeit unter Halteelementen

	Anzahl der Teilprothesen	Aufleger			
		O.B.	Karies	%	Zusammen
A Parodontal getragene Prothesen	48	149	8	5	157
B Parodontal u. gingival getr. Prothesen	115	166	21	13	187
	163	315	29		344

Tabelle 5b

Einfluß der Klammerform auf die Karies

		O.B.	Karies	%	Zusammen
A Einfach geform- te Halteelemen- te		136	9	6	145
B Kompliziert gef. Halteele- mente		179	20	10	199
		315	29		344

Tabelle 6

Beurteilung der Bruchfrequenz von Stützelementen

		Anzahl der Teilproth.	Stützelemente		Zusammen
			O.B.	Brüche	
Parodontal	OK	27	138	4	142
getragene					
Teilproth.	UK	21	112	3	115
Dental-					
gingival	OK	6	33	0	33
getr.Pr.					
linear	UK	57	145	4	149
<u>abgestützt</u>					
Dental-					
gingival	OK	17	43	2	45
getr.Pr.					
<u>übers Drei-</u>	UK	35	158	1	159
<u>eck abgest.</u>					
		163	629	14	643

Tabelle 6a

Die Bruchgefährdung von Stützelementen

	Anzahl der Teilprothesen	Aufleger			
		O.B.	Brüche	%	Zusammen
A. Parodontal getragene Prothesen	48	250	7	3	257
B Parodontal und gingival getr. Prothesen	115	379	7		386
	163	629	14		643

Tabelle 6b

Einfluß der Matallegierung auf die Bruchgefährdung
von Stützelementen

	Anzahl der Teilprothesen	Aufleger			
		O.B.	Brüche	%	Zusammen
A Proth.Gerüst aus CoCr Legierung	142	570	13	2	583
B Proth.Gerüst aus AuPt Legierung	21	59	1	2	60
	163	629	14		643

Tabelle 7

Beurteilung der Bruchfrequenz bei Halteelementen

	Anzahl der Teilproth.	Halteelemente		
		O.B.	Brüche	Zusammen
Parodontal- OK	27	98	6	104
getragene Prothesen UK	21	69	2	71
Dental- Gingival OK	6	17	1	18
getr.Pr. <u>Linear</u> UK	57	76	6	82
<u>abgestützt</u>				
Dental- Gingival OK	17	32	3	35
getr.Pr. <u>übers Drei-</u> UK	35	90	4	94
<u>eck abgest.</u>				
	163	382	22	404

Tabelle 7a

Die Bruchgefährdung von Halteelementen

	Anzahl der Teilprothesen	Halteelemente			
		O.B.	Brüche	%	Zusammen
A Parodontal getr. Prothesen	48	167	8	5	175
B Parodontal und gingival getr. Proth.	115	215	14	6	229
	163	382	22		404

Tabelle 7b

Einfluß der Metallegierung auf die Bruchgefährdung
von Halteelementen

	Anzahl der Teilprothesen	Halteelemente			
		O.B.	Brüche	%	Zusammen
A Proth.Gerüst aus CoCr Legierung	142	339	21	6	360
B Proth.Gerüst aus AuPt Legierung	21	43	1	2	44
	163	382	22		404

Tabelle 7c

Der Einfluß der Klammerform auf die Bruchgefährdung

	Anzahl der Teilprothesen	einfach geformete Halteelemente			
		O.B.	Brüche	%	Zusammen
A Proth.Gerüst aus CoCr Legierung	142	161	5	3	166
B Proth.Gerüst aus AuPt Legierung	21	23	1	4	24
	163	184	6		190

	Anzahl der Teilprothesen	kompliziert geformte Halteelemente			
		O.B.	Brüche	%	Zusammen
A Proth.Gerüst aus CoCr Legierung	142	178	16	8	194
B Proth.Gerüst aus AuPt Legierung	21	20	0	0	20
	163	198	16		214

Tabelle 8

Beurteilung der Resorption des Prothesenlagers
unter abgestützten Teilprothesen

		Anzahl der Teilprothesen		
		insgesamt	O.B.	abgesunken
Parodontal getragene Prothesen	OK	27	23	4
	UK	21	17	4
Dental-gingival getragene Prothesen <u>linear abgestützt</u>	OK	6	5	1
	UK	57	50	7
Dental-gingival getragene Prothesen <u>übers Dreieck abgest.</u>	OK	17	15	2
	UK	35	29	6
		163	139	24

Tabelle 9

Beurteilung der Zahnlockerung bei abgestützten
Teilprothesen

	Anzahl der Teilproth.	Pfeilerzähne			
		O.B.	Lockerung	zus.	insgesamt
Parodontal OK	27	134	II 2		
getragene			II-III -		
Prothesen			III -	2	136
UK	21	108	II -		
			II-III -		
			III -	0	108
Dental- OK	6	30	II -		
gingival			II-III 1		
getragene			III -	1	31
Prothesen:					
<u>linear</u> UK	57	136	II 5		
<u>abgestützt</u>			II-III -		
			III 3	8	144
Dental- OK	17	42	II 1		
gingival			II-III -		
getragene			III -	1	43
Prothesen:					
<u>übers Drei-</u> UK	35	146	II 4		
<u>eck abgest.</u>			II-III -		
			III 1	5	151
	163	596		17	613

Tabelle 10

Untersuchung der Mißerfolge linear abgestützter
Prothesen unter Berücksichtigung des Gegenbisses:

- a) unter Berücksichtigung der Sattellänge sowie
sattelferner bzw. -naher Abstütmöglichkeiten
im U n t e r k i e f e r

	kurzer Sattel						langer Sattel					
Kauleistung im Gegenkiefer	f.	tr.	r.	f.	tr.	r.	f.	tr.	r.	f.	tr.	r.
Abstützung:	sattelnah			sattelfern			sattelnah			sattelfern		
Zahl d. Proth. mit A.bruch									1		2	
Zahl d. Proth. ohne A.bruch	1	2	2		5	12		6	8	1	5	8
Zahl der Proth. mit Lockerg.						1			2			1
II												
II-III												
III						1			1(2)			
Resorption d. Prothl. 0,5 in mm		1	2		2						1	
1,0								1 ^v				
1,5											1 ^v	
2,0										1 ^v		1
2,5												
3,0												
3,5												

Zeichenerklärung:

f = funktionstüchtiger
tr = teilweise reduzierter Gegenbiß
r = reduzierter

v = Absinken durch Auflegerbruch

(2) = Zahl der gelockerten Zähne/Proth.

Tabelle 10b

Untersuchung der Mißerfolge linear abgestützter
Prothesen unter Berücksichtigung des Gegenbisses

a) bei Abstützung über die
Molaren im O b e r k i e f e r

b) bei Abstützung im Seiten-
zahnbereich im O b e r k.

Kauleistung im Gegenkiefer	f.	tr.	r.	f.	tr.	r.
Zahl der Prothesen mit A.bruch		1				
ohne A.bruch		1		3		
mit Lockerung II						
II-III				1 ⁽²⁾		
III						
Resorption des Proth.lagers in mm						
0,5						
1,0						
1,5						
2,0		1 ^v				

Anmerkung: Nicht enthalten in den Tabellen ist eine Prothese mit
kurzem Sattel im Oberkiefer sowie sattelferner Ab-
stützung und teilw. red. Gegenbiß

Tabelle 11

Untersuchung der Mißerfolge übers Dreieck abgestützter Prothesen unter Berücksichtigung des Gegenbisses:

a) unter Berücksichtigung der Sattellänge, sowie sattelferner bzw. -naher Abstützungsmöglichkeit im
U n t e r k i e f e r

	kurzer Sattel						langer Sattel					
Kauleistung im Gegenkiefer	f.	tr.	r.	f.	tr.	r.	f.	tr.	r.	f.	tr.	r.
Abstützung	sattelnah			sattelfern			sattelnah			sattelfern		
Zahl d. Proth. mit A.bruch												1
ohne A.bruch	3	3	1	1	5	3	2	4	4		1	3
mit Lockerung												
II			1			1		1	1			
II-III												
III												
Resorption d. Prothl. 0,5 in mm											1	1 ^v
1,0		1							1			1
1,5					1							
2,0	1							1				

Tabelle 11b

Untersuchung der Mißerfolge übers Dreieck abgestützter Prothesen unter Berücksichtigung des Gegenbisses:

- a) unter Berücksichtigung der Sattellänge sowie sattelferner bzw. -naher Abstützungsmöglichkeit im Oberkiefer

		langer Sattel					
Abstützung		sattelnah			sattelfern		
Kauleistung im Gegenkiefer		f.	tr.	r.	f.	tr.	r.
Zahl d. Proth. mit A.bruch		1					
ohne A.bruch		3	1	1	1	2	1
mit Lockerung II							
II-III							
III							
Resorption d. Proth.lagers in mm							
0,5							
1,0							
1,5							
2,0		1 ^v					
2,5							

Tabelle 12

Untersuchung der Mißerfolge parodontal abgestützter
Prothesen unter Berücksichtigung des Gegenbisses
(funktionstüchtig, teilweise reduziert, reduziert.
In den folgenden Tabellen stehen dafür Abkürzungen):

a) im Oberkiefer

b) im Unterkiefer

Gegenbiß	f.	tr.	r.	f.	tr.	r.
Zahl d. Proth. mit A.bruch	4			1	2	
ohne A.bruch	17	6		7	9	2
mit Pfeil.Lock. II		2				
II-III						
III						
Resorption d. Prothl. 0,5	1			1		1
in mm 1,0	1 ^v	1				
1,5					1	
2,0	1				1 ^v	

Tabelle 13

	Erfolge	Miß- erfolge	Anzahl d. Teilproth.	Erfolgs- quote
A Parodontale Abstützung	39	9	48	81 %
B Dent. und ging. Lagerung (linear abgest.)	47	16	63	75 %
C Dent. und ging. Lagerung (übers Dreieck abgestützt)	40	12	52	77 %
	126	37	163	

Herrn Prof.Dr.F.Jung möchte ich für die Überlassung des Themas und seine freundliche Beratung herzlich danken.

Mein Dank gilt auch Herrn Prof.Dr.Dr.S.Koller und seinen Mitarbeitern, besonders Herrn Dr.J.Dudeck, für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung.



Am 31. August 1938 wurde ich als zweites Kind des Zahnarztes Theo Hupfauf und dessen Ehefrau Mathilde geb. Porkert in Pirmasens geboren.

Dort besuchte ich vom Herbst 1944 bis 1948 die Volksschule, danach die Oberrealschule für Mädchen, das spätere Städt. Neusprachliche Gymnasium.

Im März 1957 bestand ich die Reifeprüfung und begann mit dem Sommersemester desselben Jahres das Studium der Zahnmedizin an der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz.

Im Sommersemester 1962 legte ich dort mein Staatsexamen ab.

Seit 1. November 1962 bin ich in der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten in Mainz tätig. Ich bin seit dem 25. 3. 1965 mit Günter Heine verheiratet.

